

**SZENT ISTVÁN EGYETEM  
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR  
Mechanikai és Géptani Intézet  
Gödöllő**

**Villamos erőtér hatása élő szervezetekre**

**Zárójelentés  
(2006)**

Témavezető: **Dr. Szendrő Péter**  
egyetemi tanár  
az MTA doktora

OTKA nyilvántartási szám: **T 043385**  
Tudományterület: **Agrár-műszaki**

Gödöllő, 2007. február

Közreműködők:

<b>Dr. Szász András</b>	egyetemi tanár	SZIE Gépészm. Kar, Géptani Intézet
<b>Dr. Vincze Gyula</b>	egyetemi adjunktus	SZIE Gépészm. Kar, Géptani Intézet
<b>Dr. Bense László</b>	egyetemi docens	SZIE Gépészm. Kar, Géptani Intézet
<b>Dr. Joó Ervin</b>	tudományos segédmunkatárs	MTA TKI

# TARTALOMJEGYZÉK

<b>TARTALOMJEGYZÉK .....</b>	<b>3</b>
<b>1. BEVEZETÉS .....</b>	<b>5</b>
<b>2. IRODALMI ADATOK AZ SAR TERHELÉSRE.....</b>	<b>7</b>
<b>2.1. Lakossági SAR korlátozások.....</b>	<b>7</b>
<b>3. AZ ELEKTROMÁGNESES TÉR TERMIKUS ÉS NEM TERMIKUS HATÁSA.....</b>	<b>8</b>
<b>3.1 A szervezet fiziológiai és sejtszintű válasza az elektromágneses hatásra.....</b>	<b>8</b>
<b>3.2 Az elektromágneses tér termikus hatásának leírására szolgáló dóziszfogalom megalapozása .....</b>	<b>9</b>
3.2.1 A termikus hatás okozta sejthalál nem-egyensúlyi termodinamikai modellje.....	10
3.2.2 A dózis termodinamikai bevezetése .....	16
3.2.3 Az empirikus és a termodinamikai dózis kapcsolata .....	17
3.2.4 Következtetések .....	21
<b>4. MILYEN FREKVENCIÁKON VÁRHATÓ AZ ELEKTROMÁGNESES TÉR NEM TERMIKUS BIOLÓGIAI HATÁSA? .....</b>	<b>21</b>
<b>4.1 A Kaune-modell kritikája. Az új termikus zajmodell .....</b>	<b>22</b>
<b>4.2 Következtetések .....</b>	<b>24</b>
<b>5. A GYENGE ALACSONYFREKVENCIÁS ELEKTROMÁGNESES TÉR REZONANCIA SZERŰ HATÁSA .....</b>	<b>25</b>
<b>5.1 Kísérleti eredmények .....</b>	<b>25</b>
<b>5.2 A probléma matematikai modellje .....</b>	<b>26</b>
<b>5.3 Következtetések .....</b>	<b>28</b>
<b>6. NAGYFREKVENCIÁS TEREK EMBERRE GYAKOROLT HATÁSA .....</b>	<b>29</b>
<b>6.2 Az emberi fej-mobiltelefon kölcsönhatását vizsgáló eredmények .....</b>	<b>29</b>
<b>6.3 A felnőtt és a gyermek emberfej modellezése .....</b>	<b>32</b>
<b>6.4 Eredmények. Következtetések .....</b>	<b>38</b>
<b>6.4.1 A 900 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását .....</b>	<b>38</b>
6.4.1.1 A 900 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását a telefon vízszintes helyzetében .....	38
6.4.1.2 A 900 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását a telefon függőleges helyzetében.....	41
<b>6.4.2 Az 1800 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását .....</b>	<b>42</b>
6.4.2.1 Az SAR eloszlása a telefon vízszintes helyzetében .....	42
6.4.2.2 Az SAR eloszlása a telefon függőleges helyzetében .....	43
<b>6.4.3 A 2100 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását .....</b>	<b>44</b>
4.3.1. Az SAR eloszlása a telefon vízszintes helyzetében .....	44
4.3.2. Az SAR eloszlása a telefon függőleges helyzetében .....	45

---

<b>7. ÖSSZEFOGLALÁS .....</b>	<b>46</b>
<b>IRODALOMJEGYZÉK .....</b>	<b>51</b>

# 1. BEVEZETÉS

Az elektromágneses (EM) sugárterhelésünk természetes és mesterséges sugárzásokból tevődik össze. A természetes EM háttérsugárzás – mely a Föld elektromos és mágneses teréből, egyes földi jelenségekből, a Napból, valamint a világűrben származik – végigkísérte az élet kialakulását. A mesterséges nem-ionizáló EM terek – többek közt a távközlésből, energiaiparból, közlekedésből származók – megjelenése miatt a sugárterhelés értéke fél évszázad alatt a városi környezetben –  $1,4 \cdot 10^{-9} \mu\text{W}/\text{m}^2$ -ről  $5 \cdot 10^{-7} \text{ W}/\text{m}^2$ -re – mintegy 350-szeresére nőtt) [Thuróczy 1996a, Thuróczy és Bakos, 2002].

Az EM hullámok és a biológiai anyag kölcsönhatása rendkívül összetett, mivel az anyag és az EM hullám kölcsönösen megváltoztatják egymás tulajdonságait, amit az élő anyag szabályozó mechanizmusa (vérkeringés, izzadás, légzés, stb.) tovább befolyásol. Kellő ismeret hiányában a kölcsönhatásokat két osztályba soroltuk. A nem termikus és a termikus hatás. Az első kategóriát a stresszhatás a stresszproteinek képződése jellemzi. A másodikat a fehérjék degradálódásával, HSP proteinek nagymértékű képződésével és a sejt ATP készletének kiürülésével lehet jellemezni sejt szinten. Fiziológias szinten pedig az ún. gyulladásos (inflammatory) reakcióval. Ez utóbbi ödéma képződéssel jelentkezik.

Az EM terek vizsgálata kiterjed nemcsak az emberre, hanem a baktériumokkal, állatokkal ill. növényekkel kapcsolatos kutatásokra is. Az utóbbi három jelentősége az élelmiszeriparban és a mezőgazdaságban nagy, különös tekintettel a kártevők irtására (pl. zsiszik) [Mátay és Zombory 2000] valamint a növények csírázóképeségének növelésére [Vincze et al. 2003a,b; Szász et al. 2003, Szendrő et al. 1997, Joó et al. 2004b] ill. a magseparációs eljárásokra [Szendrő et al. 2003].

A nagyfrekvenciás terek és az élő szervezet kölcsönhatása közben az élő anyagban energia abszorbeálódik. Az emberi testben elnyelődött energia nagymértékben függ nem csak a beeső EM terek paramétereitől (frekvencia, teljesítménysűrűség, polarizáció, közel- vagy távotér, stb.), hanem az exponált test jellemzőitől (mérete, belső és külső geometriája, a szövetek dielektromos jellemzői, ruházata, stb.), valamint a közelében elhelyezkedő objektumok reflexiós tényezőjétől is. Ha a személy hossz tengelye párhuzamos az elektromos tér vektorával, továbbá a hullám síkhullám és az exponált személy magassága 0,36-0,4 hullámhosszú, akkor az egész testben elnyelt energia maximális [Mátay és Zombory 2000]. Míg az átlagos felnőtt embernél az egész test rezonanciafrekvencia nem földelt esetben kb. 70 MHz, addig gyerekeknél, ill. ülő személyeknél elérheti a 100 MHz-et. Ha a személy a földön áll, akkor a test már rövidített  $\lambda/4$ -es monopol antennaként viselkedik, így a rezonanciafrekvencia kb. a felére csökken. Az egyes szervek szintén rezonálhatnak, antennaként ill. üregrezonátorokként viselkedhetnek (pl. 15-20 cm átmérőjű koponya 375-500 MHz között rezonál) [Bakó 2001]. A testen elhelyezkedő fémtárgyak tovább bonyolítják a helyzetet, mivel az erőterek sűrűsödését, így nagyobb sugárterhelést okoznak. A fentiekből következik, hogy minden személy az adott objektív spektrumból az adott fizikai állapotának megfelelő frekvenciákat fogja elnyelni (mint pl. a rádió), tehát más frekvenciákon rezonál, ami individuális EM sugárterhelést jelent.

A tipikus háztartásban (ahol TV, rádió, mikrohullámú sütő, hajszárító, stb. megtalálható) az embert érő legnagyobb sugárforrás a mobiltelefon. Az előfizetők száma Magyarországon a 90-es évektől dinamikusan nőtt és 2004 áprilisára a három szolgáltatónál összesen elérte a 8.096.000 előfizetőt [Figyelő 2004]. A lokális expozíció értéke nagyságrendekkel nagyobb, mint a rendeltetészerűen használt háztartási eszközökből (pl. mikrohullámú sütő), számítógépekből származó, elérheti a  $1000\text{-}1500 \mu\text{W}/\text{cm}^2$  értéket is [Thuróczy és Bakos 2002]. A sugárzásra jellemző, hogy közelítéri (emiat meghezen meghatározgató), mivel az antenna nagyon közel van a fejhez, amely nagy dielektromos állandóval rendelkezik, az elnyelődés hatásfoka a fejben viszonylag nagy (40-70%), így az egységnyi tömegben elnyelt teljesítmény (Specific Absorption Rate, SAR) is jelentős. Az utóbbi néhány évben számos rádiótelefonnal kapcsolatos tanulmány

jelent meg, azonban ezek szinte kivétel nélkül figyelmen kívül hagyták a személyes hatások vizsgálatát, valamint vizsgálati eredményeiket nem erősítették meg mérésekkel.

Eddigi kutatásaink során (2003-as, 2004-es és 2005-ös részjelentésekben rögzített módon)

1. vizsgáltuk, hogy az elektromágneses sugárzási spektrum mely tartományában lehetséges az elektromágneses térnek biológiai hatása. Ehhez az irodalomban meglévő Weaver-Astumian és Kaune-féle zajmodellek gyenge pontjaira rámutatva kidolgoztunk egy új zajmodellt. Megmutattuk, hogy biológiai hatása csak a külső terek ún. zérusorrendű összetevőjének lehet igen alacsony frekvenciákon. Elemeztük a sejtmembrán hibák hatását a termikus zajhatárra. Háromféle hibát vizsgáltunk: a sejtmembrán ellenállásának drasztikus növekedését, mely rákos sejtek esetén tapasztalható, az egy sejtsejtmembrán ellenállásának növekedését és a membrán szegmensek ellenállásának kismértékű eltérését. Megmutattuk, hogy membránhibák esetén jelentősen csökkenhet a termikus zajhatár, így a sejt fokozottan érzékenyebbé válik a külső elektromágneses terek hatásával szemben,
2. vizsgáltuk az elektromágneses tér nem termikus és termikus hatásának mechanizmusát és bemutattuk a villamos erőterek humán hatásait különös tekintettel a rádiófrekvenciás tartományra. Vizsgáltuk a gyenge alacsonyfrekvenciás terek rezonancia szerű hatását és kidolgoztunk egy új modellt a jelenség vizsgálatára. Ezzel magyaráztunk tudtunk adni az irodalomban Adey-window-nak nevezett jelenségre,
3. ismertettük az általunk elkészített Finite Difference Time Domain (FDTD) módszeren alapuló programot, amely segítségével az említett hatások közül a hőhatás jellemezhető,
4. elvégeztük az eljárás hitelesítését a szakirodalomban található adatok és kísérleti beállítások segítségével.
5. elkészítünk egy olyan 3D-s embermodellt (mobiltelefonnal, szemüveggel, implantátummal), amely a numerikus számításaink peremfeltételeit tartalmazza,
6. megvizsgáljuk a 900 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlást felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását. A 2006-os évben az 1800 és 2100 MHz-en is meghatároztuk a 6. pontban említett SAR eloszlását. Általánosítottuk az elektromágneses tér termikus hatásának vizsgálatára szolgáló Pennes egyenletet a sejtroncsolódás figyelembe vételével. Kidolgoztuk a termikus hatásra vonatkozóan egy új dózisfogalmat. Ezzel megalapoztuk az irodalomban használatos, Sapareto és Dewey sejt kultúrákon végzett kísérletei alapján kidolgozott, empirikus dózis fogalmakat.

## 2. IRODALMI ADATOK AZ SAR TERHELÉSRE

### 2.1. Lakossági SAR korlátozások

Az RF sugárzások nemzetközi megítélése 1982-ig nagyon eltérő volt. A szovjet és amerikai szabványok között egyes frekvenciatartományokban három nagyságrendnyi különbségek voltak [Petersen 1991]. Ezt a jelentős eltérést a biológiai hatások kutatásának eltérő megközelítése okozta.

Az átlagosan elnyelt teljesítményt, mint dóziskorlátot alapul véve új szemléletű szabványok ill. ajánlások születtek, amelyek általában három fő elemet tartalmaznak [Thuróczy 1996b, 1998, Thuróczy és Bakos 2002]:

- ún. megengedhető határértékeket (expozíciós korlátokat) határoznak meg, amelyek alapját az addig összegyűjtött adatok képezik, a határértékek megállapításánál biztonsági faktorokat alkalmaznak.
- A sugárterhelések tárgyalásában lényeges különbséget tesznek a lakossági (general public) és a foglalkozási (occupational) expozíció között. Egyes szabványok és ajánlások a foglalkozási, ill. lakossági kifejezések helyett az ún. ellenőrzött (controlled) és nem ellenőrzött (uncontrolled) expozíciós területek kifejezéseket használják.
- Az expozíció korlátait a frekvenciától függően az elnyelt teljesítmény, az áramsűrűség, és a teljesítménysűrűség határozza meg, ebből származtatják az ajánlásban szereplő és mérendő ill. mérhető megengedhető határértékeket  $W/m^2$ -ben,  $mW/cm^2$ -ben,  $V/m$ -ben vagy  $A/m$ -ben.

A különböző szabványosító szervezetek ugyanazokat a biológiai kölcsönhatásokat veszik figyelembe, de annak ellenére, hogy a határértékek megállapításában, az átlagolási tömegben és időben közeledés figyelhető meg még nincsenek teljes összhangban.

A legszélesebb körben elfogadott ajánlásokat az ENSZ által létrehozott International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) adta ki 1998-ban [ICNIRP 1998, Thuróczy 1998]. Az utóbbi években az EU szabványosítási folyamatok is elindultak az 1999/519/EC ajánlással. Hazánkban is ez az irányadó, összhangban van a 32/2000. (XI. 16.) EüM rendelettel (rendelet a vezeték nélküli távközlési építmény által kibocsátott elektromágneses sugárzás egészségügyi határértékeiről [MAGYAR KÖZLÖNY 2000]). Az évtizedekig érvényben lévő – a nyugat-európai szabványoknál egyes frekvenciákon nagyságrendekkel szigorúbb MSZ 16260-86-ot 2004. május 1-n vonták vissza. A fontosabb szabványosító szervezetek által a digitális mobiltelefonok üzemi frekvenciáira vonatkozó SAR-ra meghatározott lakossági határértékek találhatóak az 1. táblázatban [INCIRP 1998, EC 1999, IEEE 1999, Thuróczy és Bakos 2002].

2.1 táblázat. Az SAR-ra vonatkozó lakossági korlátozások

Szabványosító szervezet	Frekvenciatartomány	Átlagos SAR egész testre (W/kg)	Lokális SAR fejre, törzsre (W/kg)	Lokális SAR végtagokra (W/kg)	Átlagolási idő (min)	Átlagolási tömeg (g)
ICNIRP 1998	100 kHz-10 GHz	0,08	2	4	6	10
1999/519/EC	100 kHz-10 GHz	0,08	2	4	6	10
ANSI/IEEE C95.1-1999	30 kHz-300 GHz	0,08	1,6	4	30	1

A 100 kHz – 10 GHz közötti határértékek kialakításának alapelve, hogy megvédjenek olyan egész testes- ill. az extrém lokális szövet-felmelegedéstől, amely a szervezetben irreverzibilis folyamatokat indít el [ICNIRP 1998, EC 1999]. A sejtkárosodás határértéke megközelítőleg 3.5 °C [Streffer 1995], de akár már 3°C szürkehályogot okozhat [Guy et al. 1975]. A határértékek meghatározásának alapja, hogy nem megengedett a test 1°C-nál nagyobb

hőmérsékletemelkedése. Ez átlagos feltételek közt  $SAR = 4 \text{ W/kg}$  30 perces expozíciójának felel meg. Ennek 1/10-e lett a foglalkozási határérték, melyet egy további 5-ös biztonsági faktorral osztva megkapjuk a lakosságra vonatkozó ajánlást. Az 1. táblázatból látható, hogy a digitális mobiltelefonokra az 1999/519/EC ajánlás alapján az  $SAR = 2 \text{ W/kg}$  a határérték.

### 3. AZ ELEKTROMÁGNESES TÉR TERMIKUS ÉS NEM TERMIKUS HATÁSA

#### 3.1 A szervezet fiziológiai és sejtszintű válasza az elektromágneses hatásra

Az elektromágneses tér termikus hatása abban nyilvánul meg, hogy a besugárzott szövet sejteinek hőmérséklete a normális érték fölé emelkedik ezáltal a sejt elpusztul.

A sejtpusztulás lehetséges okai az irodalomban fellelhető adatok alapján a következők (LI GC ET AL 1995).

- Az alapvető proteinek hőmérséklet hatására bekövetkező denaturációja, beleértve a DNS direkt sérülését is. Ez olyan konfirmációs átalakulást jelent, amelynek hatására a fehérje aktív helye nem tudja betölteni funkcióját a kémiai reakcióban. Emiatt létfontosságú sejtfunkciók kiiktatódnak;

- A sejtfal megsérülése, felszakadása. A sejt addig működőképes, amíg megfelelő szerkezetű sejtfallal határolja. A sejt duzzadása, ami a sérülést okozhatja, bekövetkezik fiziológiás és sejten belüli folyamatok hatására. A fiziológiás folyamat az ún. inflammatory reakció. A hőmérséklet növekedés hatására az inflammatory fiziológiás reakció miatt megnő az érfalak permeabilitása és plazma ömlik az extracelluláris térbe. Ez hígítja az ion oldatot és csökkenti az ionkoncentrációt. A squid giant axonon történt mérések szerint a külső ionkoncentráció csökkenése csökkenti az aktív a nátrium transzport értékét (FISCHER-WEISS 2001). Ennek az lesz a következménye, hogy megnő a passzív/aktív iontranszport hányados. Ez oda vezet, hogy nő a sejt térfogata és csökken nyugalmi potenciáljának abszolút értéke.

Sejten belüli folyamat az ATP molekulák számának drasztikus csökkenése, ami a degradáció és a sejt saját reparációs mechanizmusának a következménye;

- A sejtmembrán szerkezetének változását okozza a hő stressz, ami hő stressz protein képletek sejtfalon való megjelenéséhez vezet. Ezek száma és az apoptózis korrelációban van (SAPOZHNIKOV AM. ET AL. 1999). Ez a folyamat nagymértékben hőmérsékletfüggő, de mivel elektromos folyamatok okozta stresszhatás is képes HSP molekulát gyártani nem teljesen az;

- A hő stressz proteinek sejtmembrán külső oldalán történő megjelenése szisztémás jelet generál a szervezet immunrendszere számára és immunreakció okozta sejthalálhoz vezet.

Tehát legalább négy olyan faktor van, amely alapvető szerepet játszik a sejthalálban. Ezek együtt lépnek fel az elektromágneses tér termikus hatása során.

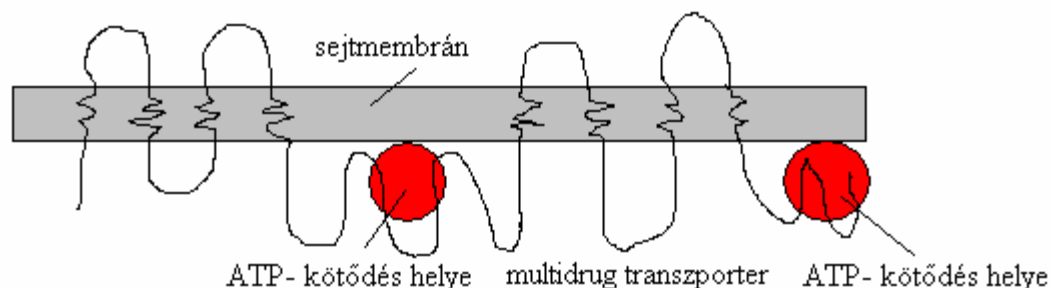
A leírtak alapján a faktorok hatása nem teljesen hőmérséklettel meghatározott, amiből következik, hogy csak a hőmérséklettel nem lehet a jellemezni. Ezért szükségesnek láttuk egy egzakt dózis fogalom kidolgozását.

Az elektromágneses tér nem termikus hatása elsősorban különböző HSP molekulák sejten belüli szintetizálásában jelentkezik, ahogy ezt de Pomerai és munkatársai megállapították (DE POMERAI DI ET AL. 2006). Ezek a szintézis folyamatok az energiát az ATP molekulákból nyerik.

Tehát az elektromágneses tér nem termikus hatása abban nyilvánul meg, hogy stresszt okoz a sejten és HSP molekulák szintéziséen keresztül az ATP molekulák kiürülését idézi elő. Az ATP



kiürülés egyik fontos következménye a multidrug transzporterek hatékonyságának csökkenése. Minden sejt rendelkezik egy ún. méregtelenítő mechanizmussal, amely megakadályozza azt, hogy a sejtbe olyan kémiai anyagok kerüljenek, amelyek a sejtben lejátszódó alapvető kémiai reakciók környezeti feltételeit megváltoztatnák. A méregtelenítés feladatát a plazma membránba beépülő ún. multidrug transzporterek végzik. Ezek nagy molekula tömegű (170kDalton) glycoproteinek, amelyek a drogok széles skáláját pumpálják ki a cytosolból az extracelluláris térbe. A multidrug transzporterek a működésükhöz szükséges energiát az ATP molekulákból nyerik. Az ATP molekulák a multidrug transzporter sejtmembránon belüli oldalán kötődnek meg (LIPOWSKY R. SACKMANN E. 1996). Ezt mutatja a következő ábra.



**3.1. ábra. A multidrug transzporter modellje**

Tehát az elektromágneses tér nem termikus hatásának egyik megnyilvánulása a sejt méregtelenítő mechanizmusának degradációja.

Az ATP kiürülés hatással van a sejt térfogatára is. A sejtmembrán aktív transzportjait ugyanis az ATP molekulák hajtják. Ha ezek kiürülnek, akkor nő a passzív/aktív ion transzport aránya.

A sejt homeosztázisára kidolgozott matematikai modell numerikus kiértékelése erre az esetre a következő eredményeket adja (FISCHER-WEISS 2001).

- A passzív/aktív ion transzport arány növekedés hatására a sejt nyugalmi potenciálja egyre pozitívabb lesz (abszolút értékben csökken a nyugalmi potenciál). A legnagyobb változás a 0,1-1 arányok tartományában következik be, utána a változás rátája csökken,

- A passzív/aktív ion transzport arány növekedés hatására a sejt egyensúlyi térfogata nő. A növekedés a 0,1-1 arányok tartományában igen lassú, utána a változás rátája meredeken nő,

- A homeosztatisz egyensúly stabil, azaz perturbáció után visszatér a sejt eredeti egyensúlyi állapotába.

A leírtakból következik, hogy az elektromágneses tér hatására nagymértékű sejtduzzadás jöhet létre, amely reverzibilis abban az értelemben, hogy a besugárzás megszűnte után visszaáll az eredeti állapot.

### ***3.2 Az elektromágneses tér termikus hatásának leírására szolgáló dózisfogalom megalapozása***

Az elektromágneses tér termikus hatása, mint láttuk abban áll, hogy a besugárzott tartomány sejtjei nekrozissal vagy apoptozissal elhalnak. Az előálló sejthalál nagysága, függ a hőmérséklettől, a bevitt térfogat egységenkénti elektromos teljesítménytől (SAR) továbbá a

besugárzás időtartamától. Tehát a termikus hatás jellemzésére dózis fogalmat kell bevezetni. A dózis bevezetéséhez az szükséges, hogy számot tudjunk adni a besugárzott tartomány termodinamikai állapotváltozásairól. Jelenleg a folyamatok leírására a Pennes-féle hővezetési egyenlet szolgál, amellyel a termikus hatás nagyságára vonatkozó empirikus dózist is kalkulálják, nem tartalmazza a sejtroncsolásra fordított teljesítményt. Szükséges tehát a Pennes-egyenlet egy olyan általánosítása, amely kiküszöböli ezt a hiányosságot, és lehetővé teszi az empirikus dózisfogalom elméleti megalapozását. Kutató munkánk során a Pennes-egyenlet egy ilyen általánosítását dolgoztuk ki. A sejtroncsolódási folyamatot a kémiai reakciók leírására használatos reakcióegyenletekkel írjuk le. Ezáltal bevezethetők azok a fogalmak, pl. reakció koordináták, affinitások, reakcióhők, melyeket a nem-egyensúlyi termodinamika használ. A Pennes-egyenlet (PENNES, H.H.1948) általánosítását az Onsager-féle nem-egyensúlyi termodinamika elméleti apparátusával vitelezzük ki. Az új egyenletből kiindulva megmutatjuk, hogy az olyan empirikus dózis, mint pl. a gyakorlatban használatos  $CEM43^0C$  elméletileg is megalapozható.

### 3.2.1 A termikus hatás okozta sejthalál nem-egyensúlyi termodinamikai modellje

Alábbiakban megadjuk azokat az elveket, melyekre a sejthalál nem-egyensúlyi termodinamikai elmélete felépül.

(i) A vizsgált besugárzott szövet lokális termodinamikai állapota egyértelműen jellemezhető a  $T$  hőmérséklettel, az ép, a termikusan gerjesztett és a kétféle úton létrejött élettelen sejt halmaz térfogategységre eső  $n, n^*, n_1$  molszámával. A szövet ionos összetételét ebben a dolgozatban az egyszerűség állandónak tekintjük.

(ii) Bevezethető a szövet belső energiája, mint a fenti állapotváltozók állapotfüggvénye:

$$u = u(T, n, n^*, n_1) \quad (1)$$

(iii) A szövet  $u$  belső energiája teljesíti a termodinamika első főtétele (KATCHALSKY A., CURRAN P. F.1967):

$$\frac{\partial u}{\partial t} = -\text{div} \mathbf{J}_q + p = -\text{div} \mathbf{J}_q + p_e + \rho_b c_b w(T - T_b) \quad (2)$$

ahol  $\mathbf{J}_q$  a hővezetés következtében fellépő hő áramsűrűség,  $p_e$  az egységnyi térfogatban keletkező elektromos hő teljesítmény, az utolsó tag pedig a vérperfúzió miatt keletkező hő teljesítmény.

(iv) Bevezethető a szövet  $s = s(T, n, n^*, n_1)$  entrópiája, mint állapotfüggvény, melynek változása két részből áll:

$$\frac{\partial s}{\partial t} = \frac{\partial s_e}{\partial t} + \frac{\partial s_i}{\partial t} \quad (3)$$

Itt  $\frac{\partial s_e}{\partial t}$  a külső és  $\frac{\partial s_i}{\partial t}$  a belső irreverzibilis (pl. sejtroncsolás, hővezetés) folyamatok során végbemenő entrópia változás, az un. entrópia produkció.

(v) A  $\frac{\partial s_e}{\partial t}$  entrópia változásra teljesül a

$$\frac{\partial s_e}{\partial t} = -\operatorname{div}\left(\frac{\mathbf{J}_q}{T}\right) + \frac{p}{T} \quad (4)$$

Carnot-Clausius feltétel, (3) második tagjára pedig a Clausius-Duhem egyenlőtlenség (KATCHALSKY A., CURRAN P. F.1967):

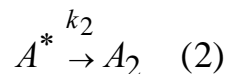
$$\frac{\partial s_i}{\partial t} \geq 0 \quad (5)$$

(vi) Alkalmazható az egyensúlyi termodinamikából ismert Gibbs-reláció és a Maxwell relációk (KATCHALSKY A., CURRAN P. F.1967):

$$\begin{aligned} \frac{\partial s}{\partial t} &= \frac{\partial s}{\partial u} \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial s}{\partial n} \frac{\partial n}{\partial t} + \frac{\partial s}{\partial n^*} \frac{\partial n^*}{\partial t} + \frac{\partial s}{\partial n_1} \frac{\partial n_1}{\partial t} = \\ &= \frac{1}{T} \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\mu}{T} \frac{\partial n}{\partial t} + \frac{\mu^*}{T} \frac{\partial n^*}{\partial t} + \frac{\mu_1}{T} \frac{\partial n_1}{\partial t} \\ \frac{1}{T} &= \frac{\partial s}{\partial u}, \frac{\mu}{T} = \frac{\partial s}{\partial n}, \frac{\mu^*}{T} = \frac{\partial s}{\partial n^*}, \frac{\mu_1}{T} = \frac{\partial s}{\partial n_1} \end{aligned} \quad (6)$$

ahol  $\mu, \mu^*, \mu_1$  rendre az ép, a termikusan gerjesztett, továbbá az apoptozissal és a nekrozissal elhalt sejthalmaz kémiai potenciálja.

(vii) A folyamat során bekövetkező sejt átalakulásokra felírhatók a következő formális „reakció egyenletek”:



Az első egyenlet azt fejezi ki, hogy az ép rákos sejt termikus gerjesztéssel  $A^*$  átmeneti állapotba kerül, melyből vissza is térhet eredeti állapotába. A második bomlási egyenlet azt az átalakulást írja le, melynek során a termikusan gerjesztett sejt elhal. A nyílak fölé írt  $k, k_1, k_2$  mennyiségek az egyes folyamatok sebességi állandói. Vegyük észre, hogy az első reakció egyensúlyra vezethet, míg a másik nem. Ez utóbbi amíg energetikailag lehetséges halad előre. A továbbiakban azt az esetet vizsgáljuk, amikor a termikusan aktivált  $A^*$  sejtek koncentrációja stacioner és emiatt a sejtelhalás bomlási reakciója állandó sebességgel halad előre. Ha a besugárzás alatti sejtosztódások száma kiegyenlíti a természetes sejthalálók számát, a fenti egyes reakciókra vonatkozó  $\partial \zeta_i / \partial t$  reakciósebességek az alábbi egyenletek alapján vezethetők be:

$$\begin{aligned}
-\frac{\partial n}{\partial t} &= \frac{\partial_1 n}{\partial t} = \frac{\partial_1 n^*}{\partial t} = \frac{\partial \zeta_1}{\partial t}, \\
-\frac{\partial_2 n^*}{\partial t} &= \frac{\partial_2 n_2}{\partial t} = \frac{\partial n_2}{\partial t} = \frac{\partial \zeta_2}{\partial t}
\end{aligned}
\tag{8}$$

Itt  $\partial_1, \partial_2$  rendre a (7) szerinti (1) ill. (2) reakcióban történő változást jelenti. Ezek után az Onsager-féle nem-egyensúlyi termodinamikában alapvető fontosságú entrópia produkció aktuális alakja a (2), (3), (4), (6) és (8) egyenletekből határozható meg:

$$\begin{aligned}
\frac{\partial s_i}{\partial t} &= \frac{\partial s}{\partial t} - \frac{\partial s_e}{\partial t} = \mathbf{J}_q \text{grad} \frac{1}{T} + \left( \frac{\mu^*}{T} - \frac{\mu}{T} \right) \frac{\partial \zeta_1}{\partial t} + \left( \frac{\mu_1}{T} - \frac{\mu^*}{T} \right) \frac{\partial \zeta_2}{\partial t} = \\
&= \mathbf{J}_q \text{grad} \frac{1}{T} + A_1 \frac{\partial \zeta_1}{\partial t} + A_2 \frac{\partial \zeta_2}{\partial t} \geq 0, \\
A_1 &= \left( \frac{\mu^*}{T} - \frac{\mu}{T} \right), \quad A_2 = \left( \frac{\mu_1}{T} - \frac{\mu^*}{T} \right)
\end{aligned}
\tag{9}$$

Itt  $A$ -k az affinitások. Ezzel előállt az entrópia produkció, mint a

$$\begin{aligned}
\mathbf{J} &= \left[ J_{q1}, J_{q2}, J_{q3}, \frac{\partial \zeta_1}{\partial t}, \frac{\partial \zeta_2}{\partial t} \right]^T, \\
\mathbf{X} &= \left[ \left( \text{grad} \frac{1}{T} \right)_1, \left( \text{grad} \frac{1}{T} \right)_2, \left( \text{grad} \frac{1}{T} \right)_3, A_1, A_2 \right]^T
\end{aligned}
\tag{10}$$

termodinamikai áramok és disszipatív erők bilineáris kifejezése, ahol  $T$  a transzponálás jele.

A (7) reakcióegyenletek és az entrópia produkció (9) kifejezése megenged olyan folyamatot, melynél nincs hővezetés és (7) első reakciója egyensúlyra vezet, míg a második nem, azaz, hogy fennállnak a

$$\text{grad} \frac{1}{T} = 0, \quad A_1 = 0, \quad A_2 \neq 0
\tag{11}$$

fektételek. Ezeket az összefüggéseket a következőkben a kalorikus állapotegyenletek meghatározásánál fogjuk felhasználni. A korábbi  $n, n^*, n_1$  változók helyett, melyet (7) szerint nem függetlenek vezessük be a  $\zeta_1, \zeta_2$  reakció koordinátákat, mint független változókat. Ekkor a belső energiára ill. az entrópiára a

$$u = u(T, \zeta_1, \zeta_2), \quad s = s(T, \zeta_1, \zeta_2)
\tag{12}$$

un. kalorikus állapotegyenletek lesznek érvényesek.

A (6) Gibbs-reláció és a Maxwell relációk helyét most a következő kifejezés veszi át:

$$\begin{aligned}
\frac{\partial s}{\partial t} &= \frac{\partial s}{\partial u} \frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial s}{\partial \zeta_1} \frac{\partial \zeta_1}{\partial t} + \frac{\partial s}{\partial \zeta_2} \frac{\partial \zeta_2}{\partial t} = \\
&= \frac{1}{T} \frac{\partial u}{\partial t} + A_1 \frac{\partial \zeta_1}{\partial t} + A_2 \frac{\partial \zeta_2}{\partial t} \\
\frac{1}{T} &= \frac{\partial s}{\partial u}, A_1 = \frac{\partial s}{\partial \zeta_1}, A_2 = \frac{\partial s}{\partial \zeta_2}
\end{aligned} \tag{13}$$

A (12) kalorikus állapotegyenletek konkrét alakját határozzuk meg a következőkben. Ehhez fejtsük sorba az entrópiát és álljunk meg a második tagnál, akkor kapjuk, hogy

$$s = s_0(T) + \sum_{i=1}^2 c_i \zeta_i - \frac{1}{2} \sum_{i,j=1}^2 c_{ij} \zeta_i \zeta_j \tag{14}$$

Mivel a (7) reakció egyenletek szerint az első reakció egyensúlyra vezethet, amikor  $A_1 = 0$ , így ebből, és a fenti összefüggésből kapjuk, hogy

$$\begin{aligned}
\frac{\partial s}{\partial \zeta_1} &= c_1 - \sum_{j=1}^n c_{1j} \zeta_j = 0, \\
\frac{\partial s}{\partial \zeta_2} &= c_2 - \sum_{j=1}^n c_{2j} \zeta_j \neq 0
\end{aligned} \tag{15}$$

Ezekből  $\zeta_1$ -re, tetszőleges  $\zeta_2$  esetén akkor kapunk egyértelmű megoldást, ha fennáll, hogy

$$c_{12} = c_{21} = c_{22} = 0 \tag{16}$$

Ezzel (14)-ből az entrópia kifejezése:

$$s = s_0(T) + c_1 \zeta_1 + c_2 \zeta_2 - \frac{1}{2} c_{11} \zeta_1^2 \tag{17}$$

Figyelembe véve, hogy a (13) első Maxwell relációja szerint  $\partial u = T \partial s$ , a fenti kifejezésből kapjuk a belső energia időszerinti parciális deriváltja:

$$\begin{aligned}
\frac{\partial u}{\partial t} &= T \frac{\partial s_0(T)}{\partial T} \frac{\partial T}{\partial t} + T \left( c_1 - c_{11} \zeta_1 \right) \frac{\partial \zeta_1}{\partial t} + T c_2 \frac{\partial \zeta_2}{\partial t} = \\
&= \rho c \frac{\partial T}{\partial t} + r_1 \frac{\partial \zeta_1}{\partial t} + r_2 \frac{\partial \zeta_2}{\partial t}, \\
\rho c &= T \frac{\partial s_0(T)}{\partial T}, \quad r_1 = T \left( c_1 - c_{11} \zeta_1 \right), \quad r_2 = T c_2
\end{aligned} \tag{18}$$

ahol  $\rho$  a tömegsűrűség,  $c$  a fajhő,  $r_1, r_2$  pedig az egyes sejtátalakulási folyamatok reakcióhője.

Foglalkozzunk most a transzport és reakciókinetikai folyamatok anyagi egyenleteivel!

Az Onsager elmélet szerint a (10) termodinamikai erők és áramok között lineáris kapcsolat áll fenn (KATCHALSKY A., CURRAN P. F. 1967), a Curie-elv szerint pedig interferenciába csak

az azonos tenzori rendű áramok és erők léphetnek (KATCHALSKY A., CURRAN P. F. 1967). Így az Onsager-féle konstitutív egyenletek esetünkben az alábbi alakúak:

$$\begin{aligned} \mathbf{J}_q &= \lambda \text{grad} \frac{1}{T} = -\frac{\lambda}{T^2} \text{grad} T = -\lambda^* \text{grad} T, \\ \frac{d\zeta_1}{dt} &= L_{11} A_1 + L_{12} A_2, \\ \frac{d\zeta_2}{dt} &= L_{21} A_1 + L_{22} A_2 \end{aligned} \quad (19)$$

Itt az  $L_{mn}, (m, n = 1, 2)$  Onsager együtthatók, még függhetnek a hőmérséklettől és a reakció koordinátáktól. A nem-egyensúlyi termodinamika Onsager-féle elmélete ennél többet nem tud mondani. Ezért  $L_{mn}, (m, n = 1, 2)$  alakjának meghatározására a reakciókinetikához fordulunk segítségért. Ehhez előbb egy egyszerűsítést teszünk nevezetesen, hogy a vegyes indexű vezetési együtthatók elhanyagolhatók a többi mellett. Ez általában mindig megtehető. Ezzel persze a csatolást is megszüntetjük a reakció egyenletek között. A kémiai reakciókinetika konstitutív egyenletként a

$$\begin{aligned} \frac{d\zeta_1}{dt} &= \Lambda_1 \left( e^{\frac{\mu^*}{RT}} - e^{\frac{\mu}{RT}} \right), \\ \frac{d\zeta_2}{dt} &= \Lambda_2 \left( e^{\frac{\mu_1}{RT}} - e^{\frac{\mu^*}{RT}} \right) \end{aligned} \quad (20)$$

Marcelin-Kohnstam egyenletet javasolja, ahol  $R$  a gázállandó. Azt vizsgáljuk, hogy a fenti egyenletek hogyan linearizálhatók és ezáltal hogyan egyeztethető össze az Onsager elmélettel. Ennek útját a fenti első egyenleten mutatjuk meg. Alakítsuk át az egyenletet a

$$\frac{d\zeta_1}{dt} = \Lambda_1 e^{\frac{\mu}{RT}} \left( e^{\frac{\mu^* - \mu}{RT}} - 1 \right) \quad (21)$$

módon, majd feltételezve, hogy az exponenciális tag kitevője kicsiny fejtsük azt sorba és álljunk meg a második tagnál. Ekkor kapjuk, hogy

$$\begin{aligned} \frac{d\zeta_1}{dt} &= \Lambda_1 e^{\frac{\mu}{RT}} \left( e^{\frac{\mu^* - \mu}{RT}} - 1 \right) \cong \Lambda_1 e^{\frac{\mu}{RT}} \left( 1 + \frac{\mu - \mu^*}{RT} - 1 \right) = \\ &= \frac{\Lambda_1 e^{\frac{\mu}{RT}}}{R} \left( \frac{\mu - \mu^*}{T} \right) = L_{11} \left( \frac{\mu - \mu^*}{T} \right) = L_{11} A_1 \end{aligned} \quad (22)$$

Ebből kapjuk, hogy az Onsager-féle vezetési együttható a

$$L_{11} = \frac{\Lambda_1 e^{\frac{\mu}{RT}}}{R} \quad (23)$$

Arrhenius-féle alakú. Az elmondottak alapján a (19) Onsager-féle anyagi egyenletek a

$$\mathbf{J}_q = \lambda \text{grad} \frac{1}{T} = -\frac{\lambda}{T^2} \text{grad} T = -\lambda^* \text{grad} T, \quad (24)$$

$$\frac{d\zeta_1}{dt} = L_{11} A_1,$$

$$\frac{d\zeta_2}{dt} = L_{22} A_2,$$

$$L_{11} = \frac{\Lambda_1 e^{\frac{\mu}{RT}}}{R}, \quad L_{22} = \frac{\Lambda_2 e^{\frac{\mu^*}{RT}}}{R}$$

alakot öltik. Látjuk, hogy a vezetési együtthatók az Arrhenius törvényhez hasonló függést mutatnak, amelyet in vivo és in vitro meg is figyeltek (DEWEY WC. 1994). A (24) anyagi egyenleteket tovább konkretizálhatjuk, ha figyelembe vesszük az entrópia (17) alakját és az aktivitások (13) definícióját. Ekkor némi átalakítás után kapjuk, hogy

$$\mathbf{J}_q = \lambda \text{grad} \frac{1}{T} = -\frac{\lambda}{T^2} \text{grad} T = -\lambda^* \text{grad} T, \quad (25)$$

$$\frac{d\zeta_1}{dt} = -L_{11}(c_{11}\zeta_1 - c_1) = -\frac{1}{\tau}(\zeta_1 - \zeta_{1e}),$$

$$\frac{d\zeta_2}{dt} = L_{22} c_2,$$

$$\tau = \frac{1}{L_{11}c_{11}}, \quad \zeta_{1e} = \frac{c_1}{c_{11}}$$

ahol a reakció  $\tau$  időállandója és  $\zeta_{1e}$  egyensúlyi értéke függ a hőmérséklettől.

A fenti második egyenlet szerint az ép rákos sejtek termikusan gerjesztéssel időben exponenciális függvény szerint állnak be az egyensúlyi értékre.

A második egyenlet azt fejezi ki, hogy az aktivált sejtek egy része állandó hőmérséklettől függő sebességgel halnak el.

Ha a (2) belsőenergia mérlegbe behelyettesítjük a belső energia (18) kalorikus egyenletét, továbbá (25)-ből a Fourier-féle törvényt, akkor kapjuk a besugárzási folyamatok alatt érvényes hővezetési egyenletet:

$$\begin{aligned} \rho c \frac{\partial T}{\partial t} + T \left( c_1 - c_{11}\zeta_1 \right) \frac{\partial \zeta_1}{\partial t} + T c_2 \frac{\partial \zeta_2}{\partial t} - \text{div}(\lambda \text{grad} T) - \\ + \rho_b c_b w(T - T_b) = p_e \end{aligned} \quad (26)$$

Ehhez járul a két reakció (25)-ből következő

$$\begin{aligned}\frac{d\zeta_1}{dt} &= -\frac{1}{\tau}(\zeta_1 - \zeta_{1e}), \\ \frac{d\zeta_2}{dt} &= L_{22}c_2,\end{aligned}\tag{27}$$

egyenlete. Ha tehát meg akarjuk határozni a szövet hőmérsékletét és a sejtroncsolódás mértékét, akkor a fenti három egyenletből álló egyenletrendszert kell megoldanunk, melyek csatolásban vannak, hiszen (27) együtthatói hőmérsékletfüggők. A (27) második egyenletével (26) egyszerűbb alakba írható, így a megoldandó egyenletek:

$$\begin{aligned}\rho c \frac{\partial T}{\partial t} + T(c_1 - c_{11}\zeta_1) \frac{\partial \zeta_1}{\partial t} + TL_{22}c_2^2 - \text{div}(\lambda \text{grad} T) + \\ + \rho_b c_b w(T - T_b) = p_e, \\ \frac{d\zeta_1}{dt} = -\frac{1}{\tau}(\zeta_1 - \zeta_{1e})\end{aligned}\tag{28}$$

Ezek az egyenletek már tartalmazzák a sejtroncsolásra fordított teljesítmény tagokat és leírják a sejtroncsolás kinetikáját, így teljesebb képet adnak a termikus hatás során lejátszódó folyamatokról.

### 3.2.2 A dózis termodinamikai bevezetése

A dózis megválasztásánál akkor járunk el helyesen, ha a sejthalál előidézésére fordított energiát fogadjuk el a termikus hatás szempontjából mérhető mennyiségnek.

Ez úgy tehető meg, hogy az entrópia produkció (9) kifejezéséből indulunk ki. Az irreverzibilis sejtroncsolódásra fordított teljesítmény ennek  $T$  szerese, az általunk javasolt dózis pedig ennek időintegrálja:

$$D(\bar{r}, t) = \int_0^t T \left( \frac{\partial s_i}{\partial t} \right)_{tr} dt = \int_0^t T \left( A_1 \frac{\partial \zeta_1}{\partial t} + A_2 \frac{\partial \zeta_2}{\partial t} \right) dt\tag{29}$$

Beírva ide az affinitások (17)-ből következő kifejezéseit és figyelembe véve a (25) kinetikai egyenleteket, kapjuk, hogy

$$D(\bar{r}, t) = \int_0^t L_{11}(c_1 - c_{11}\zeta_1)^2 dt + \int_0^t L_{22}c_2^2 dt\tag{30}$$

Azért, hogy kapcsolatba tudjuk ezt hozni a gyakorlatban használt empirikus dózisfogalommal vizsgáljuk meg ennek a dózissnak az alakját  $43^\circ\text{C}$  referencia hőmérsékletre.

Ebben az esetben az első tag is könnyen kiszámítható:

$$D|_{T=43} = \frac{c_1^2}{2c_{11}} \left( 1 - e^{-\frac{2t}{\tau}} \right) + L_{22}c_2^2 \Big|_{T=43} t\tag{31}$$



Ha elhagyjuk az első tagot, akkor egy idővel arányos dózishoz jutunk, hasonlóan a  $CEM43^0C$  empirikus dózishoz:

$$D|_{T=T_{43}} = L_{22}c_2^2|_{T=T_{43}} t \quad (32)$$

Egy másik állandó  $T$  hőmérsékleten ez az energia dózis a

$$D|_T = L_{22}c_2^2|_T t \quad (33)$$

alakú. A két dózis egyenértékű, ha

$$L_{22}c_2^2|_{T=T_{43}} t = L_{22}c_2^2|_T t_{eq} \quad (34)$$

Ebből meghatározható az ekvivalens kezelési idő:

$$t_{eq} = \frac{L_{22}c_2^2|_{T=T_{43}}}{L_{22}c_2^2|_T} t = \frac{\Lambda_2(T_{43})[c_2(T_{43})]^2 e^{\frac{\mu^*}{RT_{43}}}}{\Lambda_2(T)[c_2(T)]^2 e^{\frac{\mu^*}{RT}}} t = f(T, T_{43})t \quad (35)$$

Abban az esetben, ha a hőmérséklet a kezelés alatt időben nem állandó, akkor a fentiek alapján az ekvivalens kezelési időt a

$$t_{eq} = \int_0^t f(T, T_{43}) dt \quad (36)$$

integrállal számíthatjuk.

### 3.2.3 Az empirikus és a termodinamikai dózis kapcsolata

Az empirikus dózis bevezetésekor a következő kísérleti tényeket kellett figyelembe venni:

- a sejthalál rátája Arrheneus-törvény szerint függ a hőmérséklettől;
- a különböző hőmérsékleten végzett besugárzások nem vezetnek azonos mennyiségű sejt halálához;
- a besugárzás megindulásával nem indul be rögtön a sejtroncsolás (memória effektus);
- a besugárzás megszüntetésével nem áll le azonnal a sejtroncsolás (memória effektus);
- az azonos kezdő és vég hőmérsékletű, de különböző hőmérséklet történetű kezelések eltérő sejthalál számhoz vezetnek (memória effektus).

A probléma megoldásában az alábbi eredményeket érték el.

Bevezették a termikus dózis (Thermal Dose) fogalmát, mely a sejthalál szám és a target tartomány hőmérséklet  $T(\bar{r}, \tau)$  időbeli története között létesít kapcsolatot.

Ezzel már eleve posztulálták, hogy a hőmérsékleten kívül más állapothatározót nem kell figyelembe venni. Mivel a dózis egy pozitív skalár (elhalt sejtek száma), a hőmérséklet eloszlás egy függvény, ezért ez a dózisfogalom egy funkcionál:

$$D_e(\bar{r}, t) = \int_{\tau=0}^t F[T(\bar{r}, \tau)] d\tau \quad (37)$$

Tehát a dózist az  $\bar{r}$  helyen a  $t$  időpontban meghatározza az  $\bar{r}$  pont hőmérsékletének időbeli története a kezelés kezdetétől ( $t = 0$ ) a  $t$  időpontig.

Egy ilyen funkcionál meghatározása igen nehéz, ezért egyszerűsítették a problémát azáltal, hogy a dózist visszavezették az időre. Ezt a következő módon lehet megtenni. Ha egy  $T_c = \text{const}$  izoterm hosszúidejű kezelés történik, és a funkcionál rövid idejű memóriával rendelkezik (gyorsan halványuló memória esete), akkor a funkcionál egy sima függvénné válik, mely a hőmérséklet és az idő függvénye:

$$D_e(\bar{r}, t) = \int_{\tau=0}^t F[T(\bar{r}, \tau)] d\tau \Big|_{T=T_c=\text{const}} = D(T_c, t) \quad (38)$$

Ha a dózis additív függvénye az időnek, akkor

$$D_e(\bar{r}, t) = \int_{\tau=0}^t F[T(\bar{r}, \tau)] d\tau \Big|_{T=T_c=\text{const}} = D_e(T_c, t) = g(T_c)t \quad (39)$$

így a  $D_e(T_c, t)$  empirikus dózistról áttérhetünk a kezelési időre, mint dózis jellemzőre:

$$t = \frac{D(T_c, t)}{g(T_c)} \quad (40)$$

Tehát valahányszor ezen a hőmérsékleten kezelünk, akkor a kezelés hatékonysága ezzel az idővel jellemezhető. Referencia hőmérsékletként a  $43^0C$  hőmérsékletet javasolták. Ez az, melyet az angolszász irodalomban CEM  $43^0C$  -nak neveznek.

Mi a helyzet más hőmérsékletek esetén? Sapareto és Dewey (SEAPARETO SA, DEWEY WC 1984) sejt kultúrákon végzett kísérletek alapján a referencia hőmérsékleten végzett állandó hőmérsékletű kezeléssel való összehasonlításra

a

$$t_{eq} = \int_0^t f(T_c, T(\bar{r}, \tau), \tau) d\tau = \int_0^t R^{[T_c - T(\bar{r}, \tau)]} d\tau = \int_0^t R^{[43 - T(\bar{r}, \tau)]} d\tau \quad (41)$$

alakú, most már kezelési időben mért dózisfüggvényt javasolták, ahol

$$R = \begin{cases} 0, & \text{if } T < 39^{\circ}\text{C} \\ 0,25, & \text{if } 39^{\circ}\text{C} \leq T < 43^{\circ}\text{C} \\ 0,5, & \text{if } T \geq 43^{\circ}\text{C} \end{cases} \quad (42)$$

Ezzel, mint később megmutatjuk lényegében az Arrhenius görbe törését, ami az eltérő termo toleranciából adódik, vették figyelembe. Ezzel még mindig van egy probléma, nevezetesen az, hogy a target egyes pontjaira eltérő időbeli dózist ad. Ezzel a gyakorlat nem tud semmik sem kezdeni. Ezért a hőmérséklet térbeli eloszlása helyett az eloszlás egy jellemzőjét kellett bevezetni. Ez az a hőmérséklet, melynél a targetban mért hőmérsékletek 90%-a nagyobb. Ennek jele:  $T_{90}$  (LEOPHOLD 1993). Ez egy statisztikus jellemző, melynek meghatározásához sok méréspont kell.

Ezzel adódik a  $43^{\circ}\text{C}$   $T_{90}$  definíciója:

$$t_{eq} = \int_0^t R^{[43-T_{90}(\tau)]} d\tau \quad (43)$$

Most megmutatjuk, hogy a Separeto-Dewey-féle empirikus formula egyenes következménye az Arrhenius-féle törvénynek.

Induljunk ki egy  $43^{\circ}\text{C}$  -os izoterm sejtroncsolásból. Ekkor a  $t$  idő alatt elroncsolt sejtek száma:

$$A(T_{43})e^{-\frac{H_{43}}{kT_{43}t}} \quad (44)$$

Vegyünk egy másik  $T$  hőmérsékletű izoterm kezelést, melynél az Arrhenius görbe azonos meredekségű szakaszán vagyunk. Ennél mondjuk  $t_{eq}$  idő alatt érünk el ugyanakkora mértékű sejtroncsolást. Mivel a folyamat mindkét esetben izoterm, így felírhatjuk, hogy

$$A(T_{43})e^{-\frac{H_{43}}{kT_{43}t}} = A(T)e^{-\frac{H_{43}}{kTt_{eq}}} \quad (45)$$

Ebből

$$\begin{aligned} t_{eq} &= \frac{A(T_{43})}{A(T)} e^{-\frac{H_{43}}{kT_{43}} + \frac{H_{43}}{kT}} t = \frac{A(T_{43})}{A(T)} e^{\frac{H_{43}}{kT_{43}T}(T_{43}-T)} t \cong t \left\langle \left[ \frac{A(T_{43})}{A(T)} \right]^{\frac{k(T_{43})^2}{H_{43}(T_{43}-T)}} e^{\frac{H_{43}}{k(T_{43})^2}} \right\rangle^{(T_{43}-T)} \\ &= R^{(T_{43}-T)} t \end{aligned}$$

Annak a hibája, hogy a  $T$  hőmérsékletet  $43^{\circ}\text{C}$  -nak megfelelő  $T_{43}$  abszolút hőmérséklettel helyettesítettük a levezetés egyik lépésében:  $(T_{43} - T)/(T_{43})^2$ . Tehát igen kicsiny, így a közelítés

jó. Már nem olyan jó a közelítés, ha két olyan hőmérsékletű kezelést hasonlítunk össze, melynél eltérő az Arrhenius-görbe meredeksége.

Ha azonos szakaszon hasonlítunk össze, akkor feltehető, hogy  $A(T) \cong A(T_{43})$ . Ekkor

$$t_{eq} \cong \left\langle e^{\frac{H_{43}}{k(T_{43})^2}} \right\rangle^{(T_{43}-T)} \quad t =$$

$$= R^{(T_{43}-T)} t$$
(46)

azaz, hogy  $R = 0,25 = e^{\frac{H_{43}}{k(T_{43})^2}}$

Most megmutatjuk, hogy a Separeto-Dewey-féle empirikus formula levezethető a termodinamikai dózisból.

Ehhez induljunk ki a (35) összefüggésből, és vegyük benne figyelembe az Onsager együtthatók (24)-beli kifejezéseit. Ekkor kapjuk, hogy

$$t_{eq} = \frac{L_{22}c_2^2|_{T=T_{43}}}{L_{22}c_2^2|_T} t = \frac{\Lambda_2(T_{43})[c_2(T_{43})]^2 e^{\frac{\mu^*}{RT_{43}}}}{\Lambda_2(T)[c_2(T)]^2 e^{\frac{\mu^*}{RT}}} t =$$

$$= \left\{ \left[ \frac{\Lambda_2(T_{43})[c_2(T_{43})]^2}{\Lambda_2(T)[c_2(T)]^2} \right]^{\frac{-RTT_{43}}{\mu^*(T_{43}-T)}} e^{\frac{-\mu^*}{RTT_{43}}} \right\}^{(T_{43}-T)} \quad t := R^{(T_{43}-T)} t$$
(47)

Látjuk, hogy eredményünk formai egyezésben van az empirikus dózisfogalom alapján bevezetett ekvivalens kezelési idő kifejezésével.

Tehát, ha az aktiválásra fordított energiát nem vesszük figyelembe, akkor az energia és az empirikus dózis formailag azonos eredményre vezet. Ez azt jelenti, hogy a nem-egyensúlyi termodinamikai elmélet helyesen írja le az elektromágneses tér termikus hatásakor bekövetkező folyamatokat.

Az is világos, hogy a termodinamikai dózisfogalom általánosabb, mint az empirikus, hiszen képes figyelembe venni a folyamatban rejlő memóriát.

### 3.2.4 Következtetések

Javaslatot tettünk az elektromágneses besugárzás során a termikus hatásként bekövetkező sejtroncsolás egy a kémiai reakciókinetikával analóg figyelembevételére. Ennek alapján kidolgoztuk a folyamatok nem-egyensúlyi termodinamikai elméletet. Az elmélet eredménye a Pennes-egyenlet egy általánosítása és két reakció egyenlet melyek közül az egyik a sejtek termikus felaktiválására a másik az aktivált sejtek eltroncsolódására vonatkozik.

Az új egyenlet alapján bevezettük az energetikai dózis fogalmát és megmutattuk, hogy az tartalmaz egy, a gyakorlatban is megfigyelhető, memória effektusra jellemző tagot. Ha elhanyagoljuk a memória effektust, akkor az energetikai dózis és a Separeto-Dewey-féle empirikus dózis formái azonosságot mutat. Ez azt jelenti, hogy az empirikus dózisfogalom termodinamikailag megalapozható. A formai azonosság arra hívja fel a figyelmet, hogy az empirikus dózis mivel elhanyagolja a memória effektust különösen akkor ad nem kielégítő eredményt, ha a memória elhalványulás idejénél a besugárzási idő nem sokkal hosszabb.

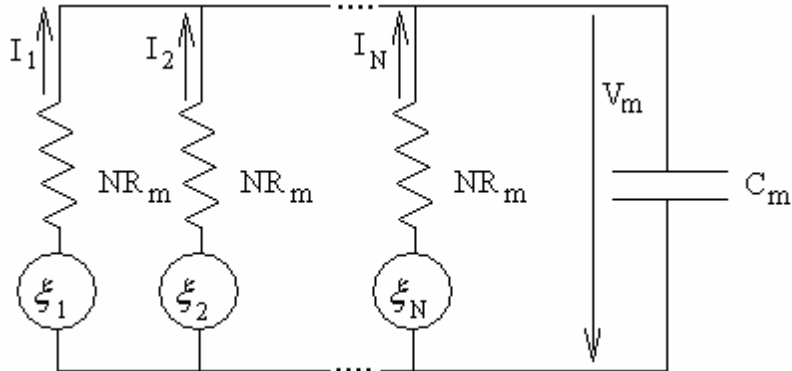
Felhívjuk a figyelmet, hogy a dózis, mint rizikó jellemző, nem korrekt számításához vezet, ha a Pennes-egyenlet alapján modellezzük a targetben a hőmérsékletet. Ennek oka, mint láttuk az, hogy a Pennes-egyenlet a sejtroncsolásra fordított energia elhanyagolása miatt nagyobb hőmérsékletet ad a valóságnál.

## 4. MILYEN FREKVENCIÁKON VÁRHATÓ AZ ELEKTROMÁGNESES TÉR NEM TERMIKUS BIOLÓGIAI HATÁSA?

Az elektromos kettősréteggel rendelkező sejtmembrán hőmozgást végez. Emiatt a sejtfalban uralkodó térerősség is fluktuál. A termikus zaj tehát elektromos zajt kelt, mellyel a sejt együtt él. Evolúciós okokból az elektromos zajnál kisebb külső elektromágneses terek biológiailag hatástalanok. Az irodalomban a zaj becslésére a Weaver-Astumian-elmélet terjedt el, mely szerint ez a zaj zérustól különböző alsó korláttal (termikus zajhatár) rendelkezik. A dolgozat bemutat egy új elméletet, mely a termikus zajhatárra alacsony frekvenciákon zérushoz közeli értéket ad. Ez azt jelenti, hogy alacsony frekvenciákon nincs zajhatár, tehát igen gyenge tereknek is lehet biológiai hatása. Az eredmény újra ráirányítja a figyelmet az elektromos erőátvitel által keltett un. elektroszmog biológiai hatásainak vizsgálatára. A kisfrekvenciás elektromágneses tér (ELFEMF) biológiai hatásait illetően a kísérleti eredmények ellentmondóak. A kérdés elméleti megközelítésénél a sejtmembrán termikus zajából adódó térerősséget hasonlítják össze az ELFEMF által a sejtmembránban keltett térerősséggel és megállapítják, hogy ez utóbbi nagyságrendekkel kisebb, mint az előbbi. Tehát nem lehet biológiai hatása. A termikus zaj szempontjából mértékadó térerősséget a Weaver-Astumian-modell alapján számolják, mely a membrán két oldalán lévő tértöltések fluktuációjából származik (ADAIR RK. 2003). A W-A-modell szerint alacsony frekvencián van zajlimit magas frekvenciákon viszont nincs. Így ezen modell szerint biológiai hatása a nagyfrekvenciás elektromágneses térnek lehet. Kaune egy másik modellt javasolt, mely szerint alacsony frekvencián a termikus zajra jellemző térerősség zérushoz tart, így nincs termikus zajhatár és az ELFEMF-nek lehet biológiai hatása (KAUNE W.T. 2002). A Kaune-féle modell több szempontból is kritizálható. Az egyik az áramoknál alkalmazott felbontás, mely nincs megalapozva. A másik az, hogy a termikus zajt az egész membránra nézve koherensnek tekinti, ami ellentmond a Niquist törvénynek és a termodinamika második főtételének. Kutató munkánk során kidolgoztunk egy elméletet, mellyel ezek a hiányosságok kiküszöbölhetők (VINCZE GY, SZÁSZ N, SZÁSZ A. 2005). Megmutatjuk, hogy zaj módusok közül csak a zérus sorrendű zajnak nincs alsó határa. Tehát ez az a zaj módus, amelynek biológiai hatása lehet.

#### 4.1 A Kaune-modell kritikája. Az új termikus zajmodell

A sejt membránt a zajvizsgálatok szempontjából az 1. ábra szerinti helyettesítő kép segítségével tárgyaljuk (KAUNE W.T. 2002).



4.1. ábra. A sejtmembrán elektromos helyettesítő képe

Kaune az 4.1. ábra szerinti helyettesítő képben a zajfeszültségeket előállító generátorok koherensek tekintette, mi ezt a fizikailag nem megalapozható feltevést nem használjuk. A következőkben a szimmetrikus összetevők módszerével újra fogalmazzuk és újra interpretáljuk Kaune eredményeit. Az ábra alapján az áramokból képzett  $\bar{I}$  áramvektor és a  $\xi_i$  zajfeszültségekből képzett  $\bar{\xi}$  feszültség vektor Fourier amplitúdói között a

$$\bar{I} = \begin{bmatrix} I_1 \\ \vdots \\ I_i \\ \vdots \\ I_N \end{bmatrix} = \bar{L} \begin{bmatrix} \xi_1 \\ \vdots \\ \xi_i \\ \vdots \\ \xi_N \end{bmatrix} = \bar{L} \bar{\xi} \quad (1)$$

kapcsolat van, ahol  $\bar{L}$  két különböző

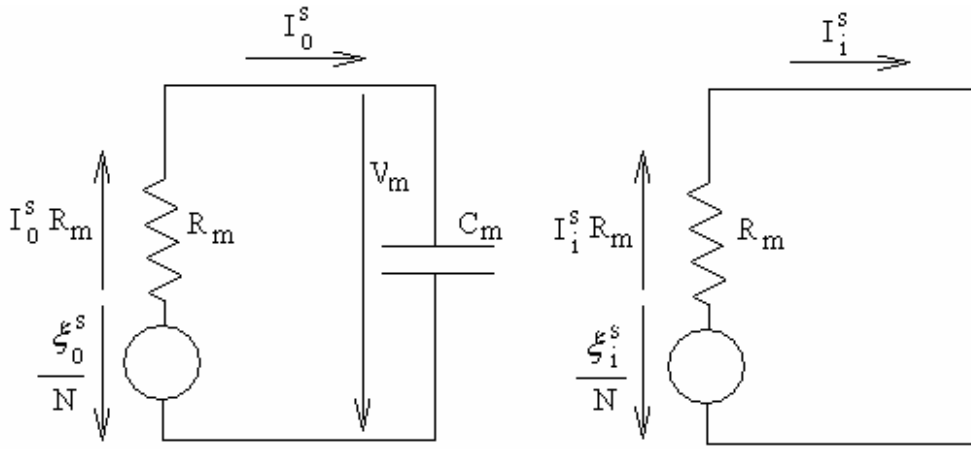
$$l_0 = \frac{1}{NR_m} - \frac{1}{N^2 R_m (1 + j\omega\tau_m)}, l_i = -\frac{1}{N^2 R_m (1 + j\omega\tau_m)}, \quad (i = 1, 2, \dots, N-1), \quad (2)$$

$$\tau_m = R_m C_m$$

elem ciklikus mátrixa, ahol  $\tau_m$  sejtmembrán elektromos időállandója, mely a 1–100ms tartományba esik. Az (1) egyenlet szimmetrikus összetevőkre bontható (WHITE D.C., WOODSON H.H. 1959). A szimmetrikus komponens áramok és feszültségek kapcsolata:

$$I_0^s = \lambda_{L0} \xi_0^s = \frac{1}{NR_m} \frac{j\omega\tau_m}{(1 + j\omega\tau_m)} \xi_0^s, \quad I_i^s = \lambda_{Li} \xi_i^s = \frac{1}{NR_m} \xi_i^s, \quad (i = 1, 2, \dots, N-1) \quad (3)$$

Az egyenletekhez tartozó helyettesítő zajáramkörök a 2. ábrán láthatók.



**4.2. ábra. A membrán szimmetrikus összetevő áramköreinek helyettesítő képe**

A 4.2. ábrán szemléltetjük, hogy az egyes elméletek kidolgozói mit tekintenek termikus zajnak. A W-A-elmélet szerint a membrán termikus zajának megítélése szempontjából mérhető télerősség a zérus sorrendű (az ábrán zérus indexszel jelölt) helyettesítő képből adódik:

$$E_{WA} = \frac{V_m}{d_m} \quad (4)$$

ahol  $d_m$  a membrán vastagsága. Oka a zérus sorrendű zajáramnak a sejtmembránon létrehozott tértöltése. A 4.2. ábra és a  $d \left| \frac{\xi_0^s}{N} \right|^2 = 2kT(\bar{Z}_0 + \bar{Z}_0^*) = 4kTR_m df$  Twiss-tétel (TWISS R. G. 1955) szerint adódik a

$$\overline{|E|}_{WA}^2 = \frac{\overline{|V_m|}^2}{d_m^2} = \frac{2kT}{\varepsilon_m A_m d_m} \frac{1}{\pi} \tan^{-1} \left( \frac{2\pi(f_2 - f_1)\tau_m}{1 + 4\pi^2 f_1 f_2 \tau_m^2} \right) \quad (5)$$

W-A modell, ahol  $\bar{Z}_0$  a 4.2. ábra zérus sorrendű impedanciája  $\sigma_m$  a membrán vezetőképessége,  $\varepsilon_m$  a permittivitása,  $A_m$  a felülete. A Kaune-modell szerint a zérus sorrendű helyettesítő kép

$$E_{net0}^s = \frac{I_0^s R_m}{d_m} \quad (6)$$

effektív télerősségéből kell kiindulni. Ekkor a 4.2. ábra és a fenti Twiss-tétel alapján a zajra jellemző télerősség fluktuáció:

$$\overline{|E_{net0}^s|}^2 = 4kT \frac{1}{\sigma_m A_m d_m} \left[ (f_2 - f_1)\tau_m - \frac{1}{2\pi} \tan^{-1} \left( \frac{2\pi(f_2 - f_1)\tau_m}{1 + 4\pi^2 f_1 f_2 \tau_m^2} \right) \right] \quad (7)$$

A két elmélet tehát abban különbözik, hogy a W-A-modell a felületi töltéssűrűség fluktuációja okozta, a Kaune-féle pedig a zérus sorrendű membrán áram okozta télerősség fluktuációt tekinti mérhetőnek biológiai hatékonyság szempontjából. A két elmélet közös abban, hogy mindkettő csak a zérus sorrendű árammal számol, mely egyedüli okozója a felületi töltés fluktuációjának is.

A Kaune-féle elmélet általánosítható: a membrán termikus zajának megítélése szempontjából mértékadó térerősség az, melyet az egyes zajáram összetevők a membrán ellenállásán létrehoznak. A zérus sorrendűt a fentiekben meghatároztuk, a zérustól különböző összetevőkre pedig a 4.2. ábrából következő

$$E_{net\ i}^s = \frac{I_i^s R_m}{d_m} = \frac{\xi_i^s}{N}, \quad (j = 1, 2, \dots, N-1) \quad (8)$$

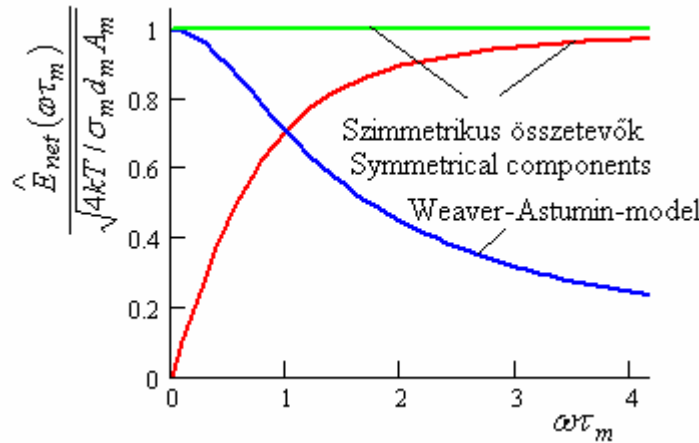
összefüggések és a Twiss-tétel szerint adódó

$$\overline{|E_{i\ net}^s|^2} = 4kT \frac{1}{\sigma_m A_m d_m} \int_{f_1}^{f_2} df = 4kT \frac{1}{\sigma_m A_m d_m} (f_2 - f_1), \quad (i = 1, 2, \dots, N-1) \quad (9)$$

alakú fehér zajok. Az egyes effektív térerősség összetevőket célszerű a

$$\overline{|E|^2} = \int_0^\infty \hat{E}^2(f) df, \quad (i = 1, 2, \dots, N-1) \quad (10)$$

módon definiált teljesítmény spektrumukkal összehasonlítani. Ezek normalizált függvényét mutatja a 4.3. ábra az egyes szimmetrikus összetevőkre, összevetve a Weaver-Astumian modellel.



4.3. ábra. Az egyes zajmodellek összehasonlítása teljesítmény sűrűségük alapján

## 4.2 Következtetések

Termikus zaj modelleket mutattunk be egy új nézőpontból. A Kaune modellt megalapoztuk fizikailag és továbbfejlesztettük nem-koherens zajok esetére. Az eltérés az, hogy a koherens modellben a zérustól különböző sorrendű szimmetrikus összetevők nem mutatnak termikus zajhatárt, míg nem-koherens esetben igen. A nem-koherens modell mellett szól, hogy az egyezésben van a Niquist-tétel Twiss-féle általánosításával. A bemutatott módszer további előnye, hogy irányt mutat az ELFEMF lehetséges biológiai hatékonyságának megítélésében. Feltehető ugyanis a kérdés: milyen szerkezetűnek kell lennie az elektromágneses térnek, hogy biológiailag hatékony lehessen?

A külső ELFEMF biológiai hatásának megítélése szempontjából spekulációra kényszerülünk. Elvben a következő lehetőségeket célszerű számba venni:



- A mérvadó termikus zajhatár a W-A-féle. Ekkor az ELFEMF biológiai szempontból hatástalan;
- A zérus sorrendű zajokat kell csak figyelembe venni. Ekkor nincs termikus zajhatár, így a zérus sorrendű külső ELFEMF biológiai szempontból hatásos lehet;
- Minden módust figyelembe kell venni. Ebben az esetben a Kaune-féle elmélet szerint nincs, a bemutatott elmélet szerint van termikus zajhatár, sőt minden frekvencián, így a külső elektromágneses tér biológiailag hatástalan;
- A sejt meg tudja különböztetni az egyes zaj módusokat. Ebben az esetben a zérus sorrendű külső ELFEMF biológiai szempontból hatásos lehet.

Tételezzük fel, hogy ez utóbbi eset áll fenn és vizsgáljuk a külső teret biológiai hatékonyság szempontjából! Zérus sorrendű teret külső térkeltőkkel igen nehéz létrehozni, de a szervezet maga kelt ilyet. Ilyen zérus sorrendű tér jön létre pl. az idegsejtek integrate and discharge néven ismert jelenségénél. Minden bizonnyal ilyen a sejtnövekedés által kiváltott piezoelektromos folyamattal keltett tér, mely blokkolja a további sejtosztódást. Művi úton ilyen tér keltése pl. az extracelluláris tér elektromos melegítésével lehetséges. Ez történik a 13,56MHz-es hipertermiánál. Ekkor az extracelluláris térből hőáram indul a sejt belsejébe, mely termodiffúzióval ionokat visz magával, melyek zérus módusú elektromos teret keltenek a sejtmembránban. Ez a tér tapasztalat szerint esetenként kedvező hatást vált ki.

## **5. A GYENGE ALACSONYFREKVENCIÁS ELEKTROMÁGNESES TÉR REZONANCIA SZERŰ HATÁSA**

A sejtmembránon transzportálódó ionok közül fiziológiai szempontból a három legfontosabb: a kálium, a magnézium és a kalcium. Ez utóbbi ráadásul másodlagos messenger, azaz a kalcium ion koncentráció növekedése a sejt belsejében trigger jelként szolgál egy sereg sejtfunkció aktiválására. Stimuláció, pl. egy hormon megkötődése a sejtfal receptorán, megnöveli a sejtbe irányuló kalcium áramot, így nő az intracelluláris tér kalcium ionkoncentrációja, ennek eredményeként aktivizálódnak a sejtfunkciók, pl. a növekedés. Az elektromágneses erőter stimuláló hatása rezonanciaszerűen felerősödhet a Liboff által felfedezett rezonancia jelenségen keresztül. Az effektus lényege, hogy az állandó mágneses térre szuperponált alacsonyfrekvenciás mágneses tér, az un. ion ciklotron rezonancia (ICR) frekvencián, az ionáram akár 30-50 szerez növekedését okozza. Az óriási jelentőségű effektus magyarázatára több elmélet született: az ionszatornák ICR elmélete (LIBOFF, MCLEOD 1987), a parametrikus rezonancia elmélet (LEDNEV, BLANCHARD-BLACKMAN 1991, 1994) és a koherens tartományok elmélete (DEL GIUDICE 2003). A felsorolt elméletek egy sereg kérdésre nem képesek válaszolni, ezért dolgozatunkban egy új általánosabb, az ion klasszikus Drude-Lorentz-féle statisztikus elméletén alapuló, elméletet mutatunk be.

### **5.1 Kísérleti eredmények**

Nagyon sok olyan kísérlet van, amely alátámasztja az ICR elméletet. Nincs olyan elmélet, amely alkalmas minden kísérleti tény elmagyarázására. A kísérleti munka emiatt szigorúan empirikus. A véletlen nagy szerepet játszik a sikeres kísérleteknél. Elszigetelt eredményes kísérletek a következő területeken állnak rendelkezésre: csontok, sejt kultúrák, patkány viselkedésének befolyásolása, idegsejtek, növények, sejtnélküli mesterséges rendszerek. A legbiztosabb adatok növényekre és patkányokra vonatkoznak

Ezeket mutatja be a következő két táblázat (VINCZE, LIBOFF, SZÁSZ 2005).

#### **5.1. táblázat. Az ICR hatása a patkány viselkedésére**

Frekvencia (Hz)	B <sub>0</sub> (μT)	Rezonáns ion	Indukciós aránya B/B <sub>0</sub>	Megjegyzés	Felfedező
60	26	Ca <sup>2+</sup>	1.9	Rövid emlékezet vesztes patkánynál	[Thomas et al, 1986]
60	26	Ca <sup>2+</sup>	1.9	B=27 μT küszöb az előző kísérletnél	[Liboff et al, 1989]
60	27	Ca <sup>2+</sup>	1.9	Tanulás gátlás patkánynál	[Lovely et al., 1993]
60	48	Mg <sup>2+</sup>	1.0	Tanulás elősegítése patkánynál	[Lovely et al, 1993]
50	65	Ca <sup>2+</sup>		Agresszivitás	[Lyskov et al., 1996]
630	500	Mg <sup>2+</sup>	0.5	Felfedező aktivitás növekedése	[Derjugina et al, 1996]
380	500	Ca <sup>2+</sup>	0.5	Felfedező aktivitás csökkenése	[Derjugina et al, 1996]
63	50	Mg <sup>2+</sup>	0.7	Mozgékonyosság növekedése	[Zhadin et al, 1999]
38	50	Ca <sup>2+</sup>	0.7	Mozgékonyosság csökkenése	[Zhadin et al, 1999]
630	500	Mg <sup>2+</sup>	0.7	Mozgékonyosság növekedése	[Zhadin et al, 1999]
380	500	Ca <sup>2+</sup>	0.7	Mozgékonyosság csökkenése	[Zhadin et al, 1999]

**5.2. táblázat.** Az ICR hatása növényekre

Frekvencia (Hz)	B <sub>0</sub> (μT)	Rezonáns ion	Indukciós aránya B/B <sub>0</sub>	Megjegyzés	Felfedező
60	78.3	Ca <sup>2+</sup>	0.26	Nő a retek növekedési rátája	[Smith et al, 1993]
60	153.3	K <sup>+</sup>	0.13	Nő a retek csírázási erélye és csökken a növekedési rátája	[Smith et al, 1993]
60	78.4	Ca <sup>2+</sup>	0.26	A csírázási erély csökken és nő a növekedési ráta reteknel	[Smith et al, 1995]
60	47.5	Mg <sup>2+</sup>	0.42	A retek növekedése stimulálódik	[Smith et al, 1995]
35.8	46.5	Ca <sup>2+</sup>	1.84	Gravitropikus válasz fokozódik köles len és lóhere esetén	[Belova et al 2000a]
54.7	46.5	K <sup>+</sup>	1.84	Gravitropikus válasz gyengül köles len és lóhere esetén	[Belova et al, 2000a]

## 5.2 A probléma matematikai modellje

A problémát a Drude-Lorentz-féle statisztikus elmélet keretein belül tárgyaljuk. Egy „átlagos” m tömegű, q töltésű iont vizsgálunk, mely  $\vec{E} = (E_x, 0, 0)$  állandó elektromos és  $\vec{B} = (0, 0, B_z)$

térerősség és indukció vektorokkal jellemezhető mágneses tér hatására végzi mozgását, miközben  $\tau$  időközönként ütközik. Ekkor az ion mozgásegyenlete:

$$\begin{aligned} m \frac{dv_x}{dt} + m \frac{1}{\tau} v_x &= qE_x + qB_z v_y, \\ m \frac{dv_y}{dt} + m \frac{1}{\tau} v_y &= qE_x - qB_z v_x, \\ m \frac{dv_z}{dt} + m \frac{1}{\tau} v_z &= 0 \end{aligned} \quad (1)$$

Álljon a mágneses tér egy  $B_0$  állandó és egy  $B_{AC}$  amplitúdójú,  $\omega$  körfrekvenciájú időben változó harmonikus összetevőből. Vezessük be a  $\bar{v} = v_x + iv_y$ ,  $i = \sqrt{-1}$  komplex sebességet, akkor az (1) egyenlet tömörebb komplex alakját kapjuk:

$$\begin{aligned} \frac{d\bar{v}}{dt} + 2\beta\bar{v} &= E - i\Omega(1 + \varepsilon \cos \omega t)\bar{v} \\ \beta &= \frac{1}{2\tau}, E = \frac{q}{m} E_x, \Omega = \frac{qB_0}{m}, \varepsilon = \frac{B_{AC}}{B_0} \end{aligned} \quad (2)$$

Az egyenlet általános megoldása felírható a

$$\bar{v}(t) = \bar{y}(t) + E e^{-i\Omega t} e^{-i\frac{\varepsilon\Omega}{\omega} \sin \omega t} \int_0^t e^{i\Omega\tau} e^{i\frac{\varepsilon\Omega}{\omega} \sin \omega \tau} d\tau \quad (3)$$

módon, ahol

$$\bar{y} = e^{-[2\beta + i\Omega]t} e^{-i\frac{\varepsilon\Omega}{\omega} \sin \omega t} \quad (4)$$

a homogén egyenlet megoldása, amely  $\Theta = 1/2\beta$  időállandóval lecseng. A (4) megoldás kiértékelésére használjuk fel a Jacobi-Anger-féle azonosságot:

$$e^{i\frac{\varepsilon\Omega}{\omega} \sin \omega t} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} J_n\left(\frac{\varepsilon\Omega}{\omega}\right) e^{in\omega t} \quad (5)$$

ahol  $J_n(x)$  az  $n$ -edrendű elsőfajú Bessel-függvény. A Liboff-effektus magyarázatára elegendő (3) állandósult megoldás összetevőjének rezonanciát mutató tagjait figyelembe venni. Ezek, mint arról egyszerűen meggyőződhetünk a következők (VINCZE, LIBOFF, SZÁSZ 2006):

$$\bar{v}_{pres}(t) = E \sum_{k=1}^{\infty} \frac{J_k\left(\frac{\varepsilon\Omega}{\omega}\right) J_k\left(\frac{\varepsilon\Omega}{\omega}\right)}{2\beta + i(\Omega - k\omega)} + E \sum_{\substack{m,n=1, \\ m \neq n}}^{\infty} \frac{(-1)^{m+n} J_m\left(\frac{\varepsilon\Omega}{\omega}\right) J_n\left(\frac{\varepsilon\Omega}{\omega}\right)}{2\beta + i(\Omega - n\omega)} e^{-i(n-m)\omega t} \quad (6)$$

### 5.3 Következtetések

A megoldásból kitűnik, hogy rezonancia mind az egyenáramú, mind a váltakozóáramú ionáram tagokban felléphet. Ez utóbbi esetben pl. a Ca ion trigger hatása a sejtmembrán egyenirányító hatásán keresztül valósulhat meg.

Látszik, hogy a rezonancia a  $\omega_n = \frac{\Omega}{n}$ , ( $n=1,2,\dots$ ) körfrekvenciákon lép fel, egyezésben a

Lednev-féle ion parametrikus rezonancia modellel (LEDNEV 1991).

Az  $\omega = \Omega$  eset a Liboff-McLeod-féle ICR elméletnek felel meg.

A Lednev-Blanchard-Blackman elmélettől eltérően, ahol az ionátmenet valószínűsége negatív is lehet, elméletünkben az egyenáramú amplitúdók pozitívak:  $EJ_n^2(\frac{\Omega}{\omega}\varepsilon)/2\beta$ .

Az egyes rezonancia frekvenciákhoz tartozó amplitúdók kifejezése a váltakozóáramú tagokban:

$$EJ_n(\frac{\Omega}{\omega}\varepsilon)J_m(\frac{\Omega}{\omega}\varepsilon)/2\beta.$$

Az ionsebességek (6) kifejezésben  $\varepsilon \leq 1$  esetén a komplex amplitúdók abszolút értékére igazak a  $J_3(\varepsilon)J_3(\varepsilon)/J_1(\varepsilon)J_1(\varepsilon) \leq 1,6 \times 10^{-3}$ ,  $J_4(\varepsilon)J_4(\varepsilon)/J_1(\varepsilon)J_1(\varepsilon) \leq 2,5 \times 10^{-5}$  sít. becslések. Elegendő tehát az egyenáramú taghoz tartozó sor első két tagját figyelembe venni.

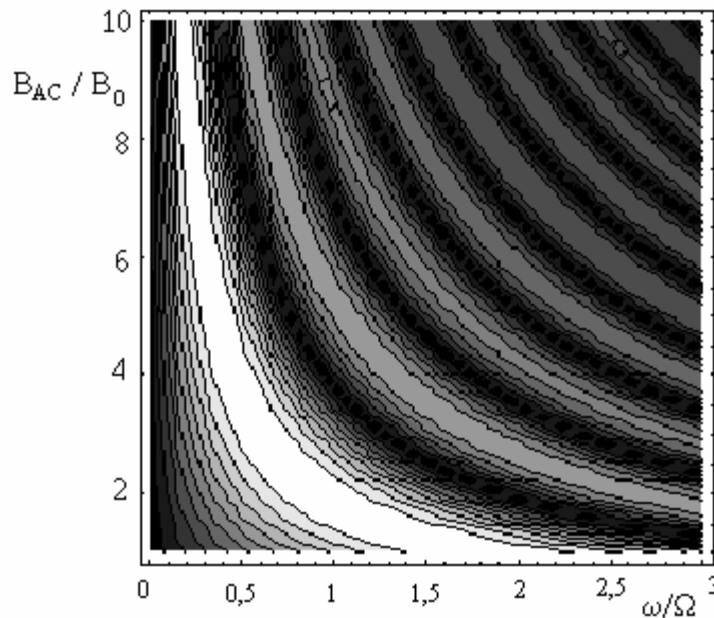
Hasonlóan megmutatható, hogy a váltakozóáramú tagban a  $m+n \geq 6$  index értékekhez tartozó komplex amplitúdók abszolút értéke három nagyságrenddel kisebb, mint az  $m+n=3$  indexekhez tartozó legnagyobb amplitúdóé.

A Bessel függvényekkel megadott ionsebességek kifejezésében a Bessel függvények argumentumában két arány szorzata szerepel:  $\frac{\Omega}{\omega}$  és  $\frac{B_0}{B_{AC}}$ . Az ICR elméletben csak az  $\frac{\Omega}{\omega}$  arány

játszott szerepet. A parametrikus rezonancia elméletben a kötött ionállapotok közti átmenet valószínűsége a  $J_n(x)$  Bessel függvényekkel adható meg, amelyek argumentumában a  $\frac{\Omega}{\omega}$

arány szerepel.

Fenti eredményünk egy igen fontos következménye további maximum helyek megjelenése az ionsebességek amplitúdójában. Ezt mutatja be a következő ábra.



### 5.1. ábra. Az elsőrendű Bessel-függvény nyolc maximuma

Az ábrán a rezonancia maximumon kívül még hét mellékmaximum látszik, amelyet az elmélet jósol.

Az ábra alapján könnyű magyarázatot adni az 5.1. táblázat 5.2. sora eredményére.

Hasonlóan egyszerű elmagyarázni az Adey-Window jelenséget (ADEY 1983), amelynek lényege, hogy a rezonancia csak egy  $\frac{B_0}{B_{AC}}$  intervallumban lép fel.

## 6. NAGYFREKVENCIÁS TEREK EMBERRE GYAKOROLT HATÁSA

### 6.2 Az emberi fej-mobiltelefon kölcsönhatását vizsgáló eredmények

Az ember és a mobiltelefon közti kölcsönhatás egyrészt a korábban ismertetett biológiai, másrészt fizikai jelenségekben nyilvánul meg. A legfontosabb fizikai hatások:

- antenna távolföldi sugárzási karakterisztikájának megváltozása,
- antenna talpponti impedancia megváltozása,
- távolföldbe kisugárzott teljesítmény csökkenése.

A hatások oka a fej és kéz jelenléte. Az antenna talpponti impedanciájának megváltozása miatt a reflexiós csillapítás is változik, a kisugárzásra nem kerülő teljesítmény az adó végfokán eldisszipálódik [Mátay és Zombory 2000]. Az impedancia változása tehát fontos tervezési paraméter, amely a különböző individuális jellemzők hatására változik.

Az ember-mobiltelefon kölcsönhatás vizsgálatoknál a tanulmányok döntő többsége a fejben abszorbeált energia nagyságának meghatározására koncentrál. A modellezések és mérések során az említett csoportok általában életnagyságú, a szövetek elhelyezkedése és inhomogenitása tekintetében realisztikus modelleket használnak. Általánosan elfogadott embermodell bináris formában hozzáférhető [RFRB]. Az utóbbi időben azonban a gyermekek általi mobiltelefonhasználat növekedése miatt felvetődik a gyermekmodell szükségessége is, mivel a Stewart jelentés [IEGMP 2000] alapján feltételezik, hogy a telefonból származó RF sugárzás másképp hat a gyermekekre, mint a felnőttekre. A jelentés alapja, hogy az átlagos gyermekfej kisebb, mint a felnőtté, emiatt az agyban abszorbeált energia nagyobb. Ezt az állítást támasztja alá Gandhi és Kang [2001], akik nagyobb behatolási mélység mellett nagyobb 1 g-ra átlagolt SAR-t figyeltek meg. Különböző felnőtt fejmodelleken számos szimulációt végeztek, ahol inhomogén (szövetek tekintetében differenciált kísérleti és numerikus fantomok) és homogén modelleket hasonlítottak össze [Hombach et al. 1996, Okoniewski és Stucky 1996], valamint gyermek és felnőtt modelleket is vizsgáltak [Gandhi et al. 1996, Schönborn et al. 1998] eltérő eredménnyel. Amíg Hombach [1996] szerint a sugárforrás közelsége miatt a fej mérete és alakja nem befolyásolja a kialakuló maximális SAR értéket és a homogén modell csak kismértékben becsüli túl a kialakuló maximális SAR-t, addig Gandhi et al. [1996] eredményeinek alapján nagyobb behatolási mélység mellett mind az egy cellára, mind az 1g-ra vonatkoztatott SAR érték ( $SAR_{1g}$ ) gyermek esetében nagyobb, különösen 835 MHz frekvencián. Schönborn et al. [1998] sugárforrásként mobiltelefon helyett 0,45 hullámhosszú dipólt használtak, és MRI alapú felnőtt és gyermek modellen végeztek el szimulációkat 900 és 1800 MHz-en. Azt találták, hogy nincs különbség az EM energia elnyelése között, továbbá elég elvégezni a mobiltelefon tesztet egy hék-fantomon, mivel ez jól reprezentálja az ún. worst-case szituációt.

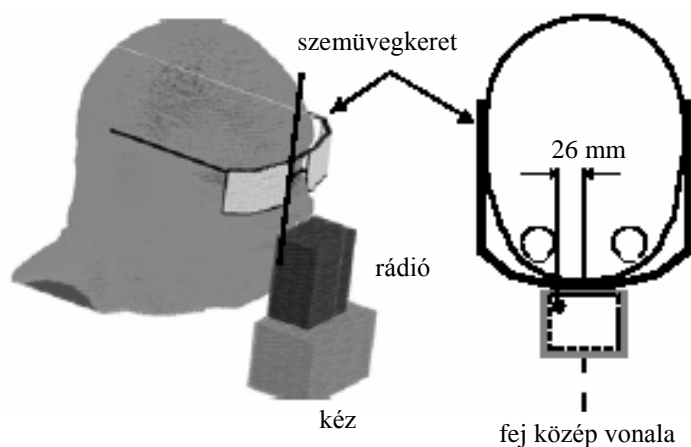
A vizsgálatokkal kapcsolatban véleményünk megegyezik Wang és Fujiwara [2000, 2003] következtetésével, mely szerint az egymásnak ellentmondó eredmények valószínűleg a

numerikus számítás során az eltérő peremfeltétel alkalmazásából származtak. Nem alkalmaztak azonos antennákat, valamint a fejmodellek sem egyenértékűek. Schönborn et al. [1998] egyrészt a cellák számát csökkentették egy felnőtt-gyermek fej arányát jellemző faktorról, az antenna táplálási pont közelében pedig a szövetek egymásutánosságának megőrzése érdekében az antenna-fej tengelyében a cellák méretét változtatták meg az említett faktor figyelembevételével. Ezzel szemben Gandhi et al. [1996] minden modellnél ugyan azt a cellaszámot használták, csak a cellák méretét változtatták meg. Ezt a módszert követték Martínez-Búrdalo et al. [2004] akik eredménye egyezik Lee et al. [2002] számításaival. 1800 és 900 MHz-es sugárzást vizsgáltak 0,125 W és 0,250 W sugárzási teljesítménnyel felnőtt és gyermek fejre. Eredményeik alapján a  $SAR_{1g}$  és  $SAR_{10g}$  értékei a fej méretének csökkenésével csökkennek, azonban az agyban abszorbeált energia mértéke nő. Az ANSI/IEEE C95.1-1992 és az INCIRP [1998] szabványok határértékeit azonban csak akkor lépik túl, ha az antenna közvetlenül a szem előtt helyezkedik el.

A vizsgálati módszerek további hibájára mutat rá a COST 281 keretprogram keretében lezajlott „Mobile Communication and Children” c. program, amely szerint a felnőtt fejmodellből nem lehet egyszerűen a cellák méretével (skálázás) gyermekmodellt készíteni, mivel a anatómiai és fiziológiai különbségek jelentősek, így további vizsgálatokra van szükség (COST 2002). Annak ellenére, hogy a skálázással készített modell nem reprezentálja legteljesebben a gyermekfejet saját kutatásaimban is ezt a módszert alkalmaztam, mivel MRI adatokat készíteni gyermekről orvosi és etikai szempontból is számos problémát vet fel.

Az EM sugárzás individuális hatásainak vizsgálatával eddig meglehetősen kevés kutatás foglalkozott. Ennek oka valószínűleg, hogy a magasabb frekvenciák vizsgálatához finomabb rácsot kell alkalmazni, ezzel a modell mérete nagymértékben megnő, így nagyobb számítógépkapacitásra van szükség, ill. a már kész MRI modell peremfeltételeit a kutatás feladatainak megfelelően módosítani kell.

Troulis et al. [2003] 450 MHz-es 1W teljesítményű monopol antennával szerelt rádióadó kölcsönhatását vizsgálták szemüveget viselő emberfej modellel (6.1. ábra) [Troulis et al. 2003]. Szimulációjuk alapján a szemüveg nélkül  $SAR_{1g} = 4,17$  W/kg értéke szemüveg viselésével 6,7 W/kg-ra nőtt, miközben a maximális SAR érték helye is megváltozott. A szemben elnyelt sugárzás értéke a szemüveg alkalmazásával 33%-kal nőtt.

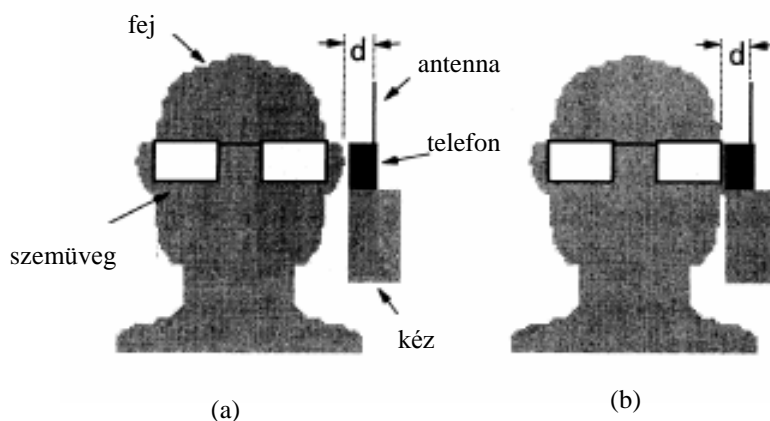


**6.1. ábra Kézben tartott monopol antennával ellátott 450 MHz-es adóvevő által exponált szemüveget viselő emberfej modellje**

Wang et al. [1998] 1,5 GHz-es mobiltelefonok hatását vizsgálta az általuk készített szemüveget viselő szövetek tekintetében differenciált fejmodellre (6.2. ábra). Mivel a legnagyobb SAR a fülben jelentkezik, így a fül geometriája jelentősen befolyásolja az agyban elnyelődő energia mértékét, ezért fül nélküli modellen is elvégezték a számításokat. Eredményeik alapján 1,2-

szeres növekedést találtak a fej maximális  $SAR_{10g}$ -jában és 2,75-szöröst a szem maximális  $SAR_{1g}$  értékében. Az SAR növekedését a szemüveg szárban indukálódó áramnak tulajdonítják. Az eredményekből adódóan érdemes lett volna a telefonnak nem csak a test hossz tengelyével párhuzamos (függőleges helyzet), hanem arra merőleges helyzetét (vízszintes helyzet) is vizsgálni.

Gandhi et al. [1996] a telefon a test hossz tengelyéhez képest  $30^\circ$ -os, Krikelas et al. [1998] a telefon  $45^\circ$ -os dölésekor is végeztek szimulációt a fej és mobiltelefon kölcsönhatásának vizsgálatához. Azt találták, hogy a fejben abszorbeált teljesítmény a telefon függőleges helyzetében a legnagyobb, ennél kisebb a telefon döntött és vízszintes helyzetében 835, 915 és 1900 MHz-es frekvencián.



**6.2. ábra Mobiltelefon és fémkeretes szemüveg modellje,  $d=2,25\text{cm}$  (a) normál modell (b) fül nélküli modell**

Tekintettel arra, hogy a függőleges és a döntött helyzet között csak néhány %-os az eltérés, véleményem szerint az eredményekből nem lehet messzemenő következtetéseket levonni, mivel a telefon függőleges és vízszintes állásánál elég a telefont a derékszögű cellákból álló számítási tartományban a rácsok függőleges vagy vízszintes irányába fordítani, azonban a fej döntésekor nem a telefont fordították el (mivel monopol antenna alkalmazásakor ez nehézségekbe ütközött volna), hanem a fejet mátrix-transzformáció segítségével. Ekkor a fej geometriája és a szövetek elhelyezkedése a rács mérettől függően változik, amiből számítási hiba származik. Ezért vizsgálatainkban csak a vízszintes és függőleges helyzetet tanulmányoztuk, feltételezve, hogy a fémkeretes szemüveg EM terek abszorpciója szempontjából kitüntetett irányai is ezek, így a rezonanciajelenség és a szárban indukálódó áram hatása nem kizárható.

Összefoglalásképp megállapítható, hogy az individuális hatás vizsgálata 900, 1800 és 2100 MHz-es frekvencián korlátozott, szükség van az effektusok alaposabb tanulmányozására. Az individuális hatás egyik fontos eleme lehet a környezet figyelembevétele, elsősorban a rendszeresen viselt fém és/vagy speciális dielektromos állandójú anyagok (szemüveg, implantátumok, ékszerek, stb.).

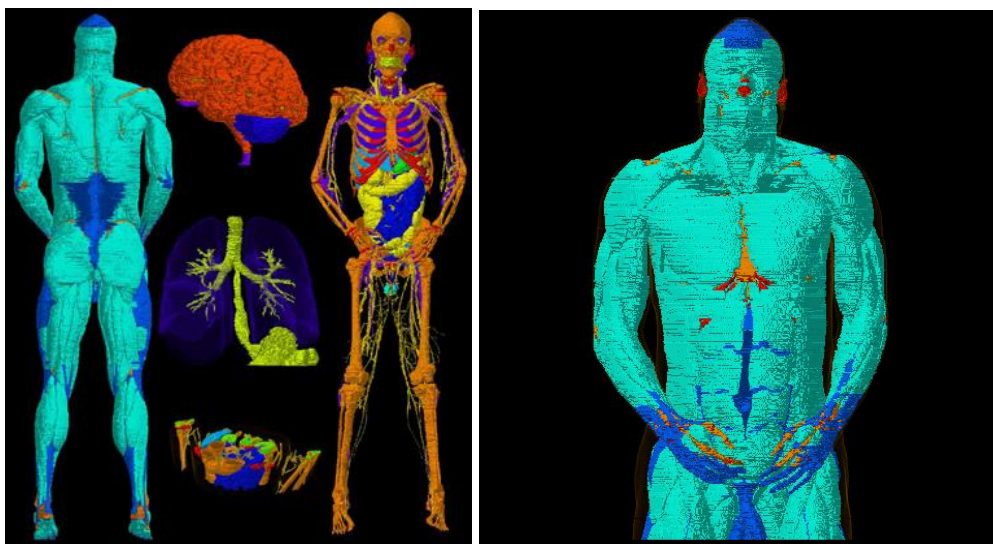
Ez a kérdés nem csupán az elektromágneses terek egyre szélesedő alkalmazása miatt, hanem az azonos sugárzási szint mellett is fellépő folyamatosan használt/beépített anyagok egyre szélesebb körű elterjedése (sok egészségügyi implantátum, állandóan viselt ékszer vagy tartozék, nagyon gyakran viselt személyi szórakoztató elektronikai rendszerek, személyesen viselt megfigyelő és biztonsági tartozékok, stb.) miatt is szükséges.

### 6.3 A felnőtt és a gyermek emberfej modellezése

Az emberfej az anyag elektromos tulajdonságait tekintve meglehetősen bonyolult, mágneses tulajdonságait tekintve közelítőleg megegyezik a légüres térrel.

A kialakuló SAR meghatározása bonyolult geometriák esetében analitikusan nem lehetséges, ezért szükségünk van az expozíció numerikus jellemzésére. A számos módszer közül az FDTD módszert választottuk. A program validitását Mie gömbmodelljére, valamint egy kísérleti beállításra végeztük el. Az FDTD módszer ismertetésétől, valamint annak hitelesítéséről bővebb információk találhatók: Iványi [2003], Joó [2004a], Joó és Szász [2004c], Kunz et al. [1992], Mie [1908], Sullivan [1996, 2000], Taflove és Hagness [2000], Yee [1966].

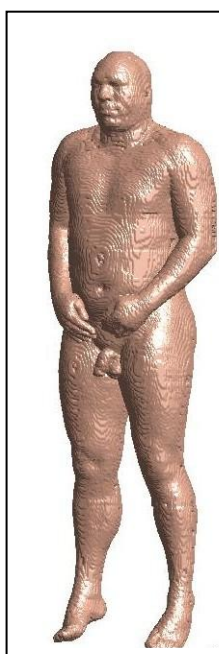
A legegyszerűbb fejmodellek gömb vagy hasáb alakúak. Sokkal tökéletesebb modellt lehet készíteni MRI berendezés segítségével. Szegmentálásos esetben az MRI metszeteken meghatározzák a különböző sűrűségű (víztartalmú) szövetek elhelyezkedését és az átkonvertált képpontokhoz, a megfelelő szövetet homogénnek feltételezve, hozzárendelik a vizsgálati frekvenciára vonatkozó elektromos jellemzőket. Mára már meglehetősen finom felbontású modellek is hozzáférhetőek ( $0,125 \text{ mm}^3$ ) [Burkhardt és Kuster 2000], azonban ezek kezelése PC-vel nagyon nehéz. Megoldást jelenthet az ún. MPI módszer, mellyel több számítógépet cluster-ba kötünk. Mivel ennek megvalósítása szintén időigényes, ezért a Radio Frequency Radiation Branch által [Masson és társai 2000] 27 szövettípus megkülönböztetésével elkészített 2 mm felbontású szövetmodellt használtuk (ún. Visible Human Image Set, [http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)), melyből a számunkra szükséges részt a vállaknál és a nyaknál csonkítottuk. Az eredeti színekódos modell a 6.3. ábrán, a saját kódunkkal előállított dielektromos jellemzőket tartalmazó teljes és csonkolt modell a 4. ábrán látható.



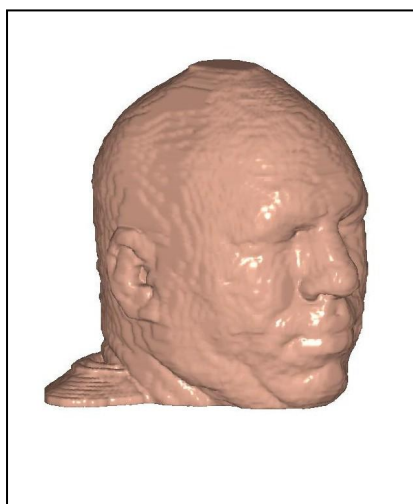
6.3. ábra. Az ember MRI képeiből készített modell eredeti színekódos formája

A szövetek paramétereit a kívánt frekvencián a <http://niremf.iro.ee.fi.cnr.it/tissprop> lapon hozzáférhető Gabriel [1996] 4 Cole-Cole paraméterén alapuló programmal határoztuk meg. A fej modellezésénél figyelembe vett szövettípusok szimuláció szempontjából fontos tulajdonságai követhetők figyelemmel a 6.2. táblázatban.

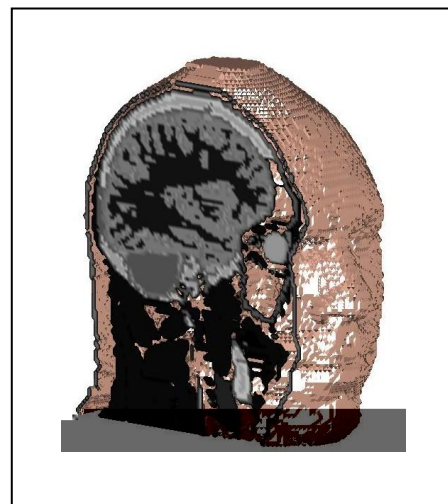




(a)



(b)



(c)

**6.4. ábra.** Saját kóddal előállított dielektromos jellemzőket tartalmazó modell megjelenítése  
(a) egész test modell (b) csontolt modell (c) a csontolt modell szöveti differenciáltsága

**6.2. táblázat.** A szimulált szövetek sűrűsége és elektromos tulajdonságai

Szövettípus	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	900 MHz		1800 MHz		2100 MHz	
		$\epsilon_r$	$\sigma$ [S/m]	$\epsilon_r$	$\sigma$ [S/m]	$\epsilon_r$	$\sigma$ [S/m]
bőr	1125	41,4052	0,866751	38,8718	1,18474	38,4307	1,30749
cerebrospinális folyadék	1007,2	68,6386	1,53791	67,2006	2,92361	66,7642	3,15413
csont	1990	12,4636	0,143312	11,7805	0,275214	11,5915	0,32813
csont (szivacsos csont)	1920	20,7877	0,339994	19,3429	0,588266	18,9627	0,68515
csont (velőállomány)	1040	5,50438	1,63617	5,37164	0,068487	5,33621	0,08017
fehérállomány	1038	38,8863	0,590799	37,0109	0,914938	36,5998	1,04655
fog	2160	12,4536	1,08	11,7805	0,275214	11,5915	0,32813
ideg (gerinc)	1038	32,5306	0,573681	30,8672	0,842886	30,5136	0,950829
ín	1220	45,8254	0,718356	44,2507	1,20074	43,7354	1,41148
izom	1046,85	55,0319	0,942965	53,5492	1,34099	53,1633	1,51354
kisagy	1038	49,4441	1,26278	46,1138	1,70887	45,4623	1,88219
levegő	1,3	1	0	1	0	1	0
mirigyek	1050	59,6837	1,03852	58,1424	1,50094	57,7048	1,70332
musculus membrán	1040	46,0813	0,844813	43,851	1,23221	43,3651	1,38992
nyirok	1040	59,6837	1,03852	58,1424	1,50094	57,7048	1,70332
porc	1097	42,653	0,782389	40,2149	1,2869	39,5352	1,49393
szem (nedvek)	1008,9	68,9018	2,41262	68,5733	2,03249	68,4179	2,22185
szem (szaruhártya)	1070	55,2354	1,39429	52,7678	1,85821	52,2102	2,04944
szem (szemfehérje)	1026	55,2706	0,79339	53,5681	1,60183	53,1254	1,78921
szemlencse	1053	46,5727	0,942257	45,3528	1,14733	45,014	1,30197
szürkeállomány	1038	52,7252	0,143312	50,0792	1,39125	49,5098	1,57381
testnedvek	1010	68,9018	1,63617	68,5733	2,03249	68,4179	2,22185
vér	1058	61,3603	1,16684	59,3721	2,04349	58,8511	2,26133
vérérdények	1040	44,7752	0,696131	43,3433	1,06577	42,9635	1,22625
zsír	916	5,46195	0,051043	5,34938	0,078388	5,31688	0,089858

A teljes 2 mm felbontású modell 293 x 170 x 939 felbontású x, y, és z irányban, míg a csonkolt modell 140 x 145 x 140 (2 842 000 cella) felbontású. Ez utóbbi már magában foglalja az egész számítási teret, mely tartalmazza majd a mobiltelefont és a PML ABCs-t is. Minden egyes ponthoz hozzárendeltük az abban a pontban elhelyezkedő szövetre érvényes  $\epsilon_r$  és  $\sigma$  értékét, melyek a Yee algoritmus peremfeltételei. Ismeretes, hogy a mobiltelefon nem egy adott frekvencián, hanem egy frekvenciatartományában sugároz, ahol az említett elektromos paraméterek kevesebb, mint 1%-ot változnak, emiatt a szövetek diszperzív tulajdonságától eltekintünk, csak a 900, 1800 és 2100 MHz-es frekvenciára érvényes értékeket használjuk.

A gyermekfejek modelljeit a már meglévő felnőtt emberfejmodell cellaméretének változtatásával hoztuk létre. A NIST [1977] alapján a fej szélesség 9-10 éves gyermeknél 144 mm, 2-3 évesnél pedig 128 mm, mely alapján mindhárom irányban 0.88 és 0.78-as tényezővel kell szorozni a cellaméretet.

A szemüvegszárát és a lencsét körülvevő keretet PEC-ként modelleztük, a lencse modellezéséhez a PVC elektromos jellemzőit használtuk fel ( $\epsilon_r = 2.46$ ,  $\sigma = 0.000446335$  S/m). A fém implantátumot a fül mögé helyeztük el úgy, hogy 10 cm-es átmérőben a bőr alatt a csontot fémmel (PEC) helyettesítettük.

A telefont az emberi test hossz tengelyét tekintve függőleges és vízszintes helyzetbe forgatva modelleztük. A telefon elforgatásakor a fix pont a hangszóró pontja volt.

A 72 féle modellezési beállítás látható a 6.3. táblázatban.

### 6.3. táblázat. A modellezési beállítások leírása

Sor- szám	Frekvencia			Fejmodell			TH0*	TH90*	Szemüveg	Implantátum
	900 MHz	1800 MHz	2100 MHz	felnőtt	9-10 éves gyermek	2-3 éves gyermek				
1	x			x			x			
2	x				x		x			
3	x					x	x			
4	x			x			x		x	
5	x				x		x		x	
6	x					x	x		x	
7	x			x			x			x
8	x				x		x			x
9	x					x	x			x
10	x			x			x		x	x
11	x				x		x		x	x
12	x					x	x		x	x
13	x			x				x		
14	x				x			x		
15	x					x		x		
16	x			x				x	x	
17	x				x			x	x	
18	x					x		x	x	
19	x			x				x		x
20	x				x			x		x
21	x					x		x		x
22	x			x				x	x	x
23	x				x			x	x	x
24	x					x		x	x	x
25		x		x			x			
26		x			x		x			
27		x				x	x			
28		x		x			x		x	
29		x			x		x		x	
30		x				x	x		x	
31		x		x			x			x
32		x			x		x			x
33		x				x	x			x
34		x		x			x		x	x
35		x			x		x		x	x
36		x				x	x		x	x
37		x		x				x		
38		x			x			x		
39		x				x		x		
40		x		x				x	x	
41		x			x			x	x	
42		x				x		x	x	
43		x		x				x		x
44		x			x			x		x
45		x				x		x		x
46		x		x				x	x	x
47		x			x			x	x	x
48		x				x		x	x	x
49			x	x			x			
50			x		x		x			
51			x			x	x			
52			x	x			x		x	

\*a táblázat folytatódik a következő oldalon

* a táblázat folytatása az előző oldalról										
53			x		x		x		x	
54			x			x	x		x	
55			x	x			x			x
56			x		x		x			x
57			x			x	x			x
58			x	x			x		x	x
59			x		x		x		x	x
60			x			x	x		x	x
61			x	x				x		
62			x		x			x		
63			x			x		x		
64			x	x				x	x	
65			x		x			x	x	
66			x			x		x	x	
67			x	x				x		x
68			x		x			x		x
69			x			x		x		x
70			x	x				x	x	x
71			x		x			x	x	x
72			x			x		x	x	x

\* TH0 és TH90: a telefont vízszintesen ill. függőlegesen tartja a modell

A jellemző modellezési beállítások láthatóak az 6.5. ábrán. Az ábrán figyelemmel kísérhető, hogy a fejméretetek csökkenésével a változatlan méretű telefon nagyobbak tűnik.

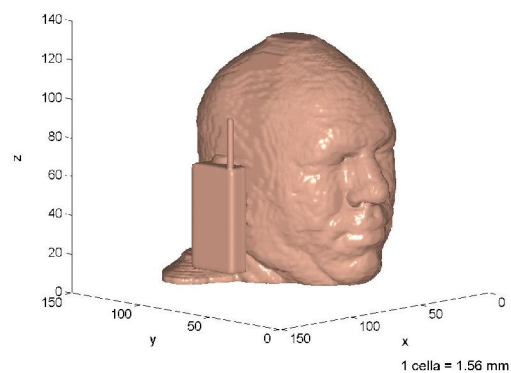
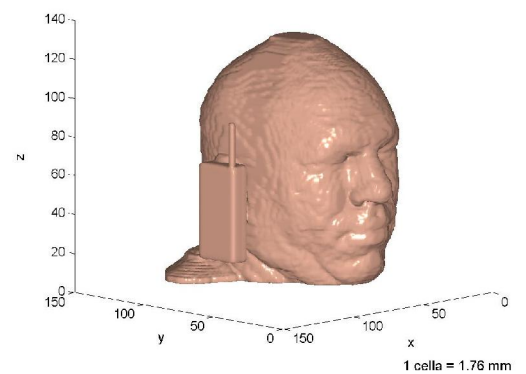
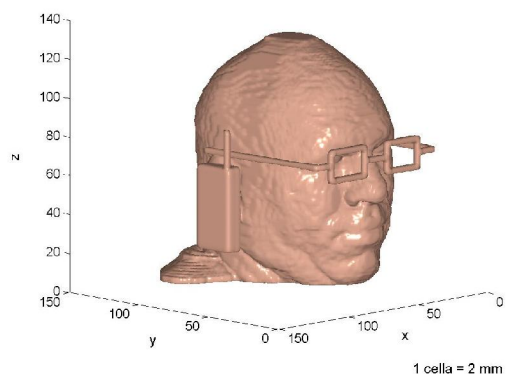
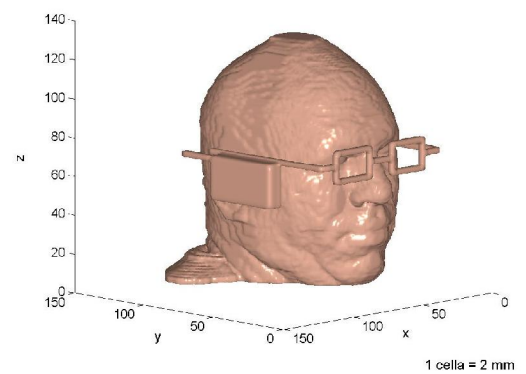
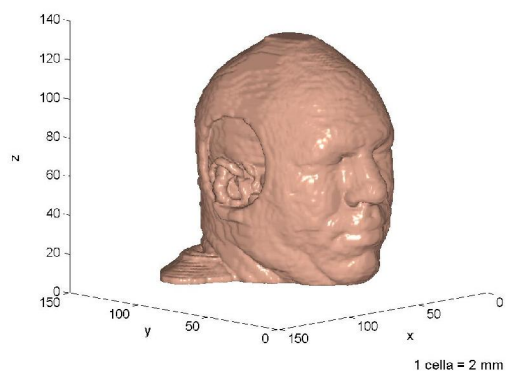
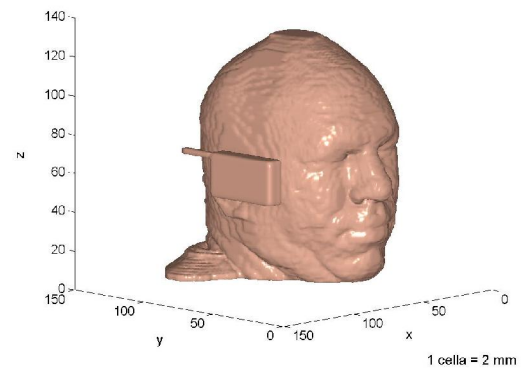
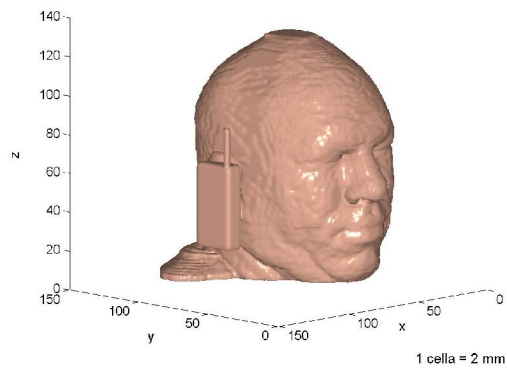
A modellezést 9 db 2.4 GHz órajelű 500 MB RAM-mal rendelkező HP Workstation-ön és 1 db 1.3 GHz órajelű Intel Celeron processzorral valamint 1.5 GB RAM-mal ellátott számítógépen végeztük.

A modell méretétől és a hardver konfigurációtól függően egy modellbeállítás futtatási ideje 10-48 óra közt, a feldolgozásra váró adat szintén modellfuttatásonként 400-750 MB közt változott.

A cellaméret maximális értékének megállapításához meg kell határozni, hogy a vizsgálati frekvencián a legnagyobb  $\epsilon_r$  -rel rendelkező élő anyag figyelembevételével hány mintavételi pont adódik. A 900 MHz-en a csarnokvizet ( $\epsilon_r = 68.9$ ) figyelembe véve a 2 mm-es felbontás hullámhosszankénti 20 vizsgálati pont feltételt elégíti ki

$$\lambda = \frac{c / \sqrt{68.9}}{900 \text{ MHz}} = 0.04 \text{ m}, \quad (1)$$

$$\Delta x = \lambda / 20 = 2 \text{ mm}. \quad (2)$$



**6.5. ábra. A jellemző modellezési beállítások a 6.3. táblázatban jelölt kódszámokkal**

## **6.4 Eredmények. Következtetések**

Az előző fejezetből látható, hogy a mobiltelefon-fej kölcsönhatás vizsgálatának 6.2. fejezetben említésre került aspektusainak elemzése nagyszámú, a számítógépes erőforrásokat jelentősen igénybe vevő szimulációhoz vezetett. A telefon minden esetben úgy volt beállítva a fejhez viszonyítva, hogy éppen hozzáért a fülhöz. Az aktuális emissziós feltételek elérése érdekében figyelembe vettük az adott frekvenciánál alkalmazott sugárzási teljesítmény értékét (900 MHz – 0,25 W).

A gyermek és felnőtt fej modellezésénél azonos szövetjellemzőket használtuk, és eltekintettünk a szövetek diszperzív tulajdonságától.

A kapott eredményeket a 6.4.-6.9. táblázatokban közöltük. Az alfejezeteken belül külön bontottuk a telefon függőleges és vízszintes helyzeténél kapott eredményeket, és egy ábrán ábrázoltuk a felnőtt, a 9-10 éves és a 2-3 éves gyermek fejének metszetét. Minden egyes modellezési futtatásban az alkalmazott modellezési tér a cellák számát tekintve azonos volt, a telefon ill. az antenna méretei a cellák méreteinek arányában nőttek. Ez figyelemmel is kísérhető az említett ábrákon, mivel a gyermekfejet ábrázoló metszeteknél a telefon nagyobbak tűnik.

A szimulációs eredmények kiértékelése a 6.3. táblázat jelölései alapján történt. A metszetek a 6.5. ábra jelöléseit felhasználva „z” irányban SAR maximális értékénél ( $SAR_{1cellmax}$ ) vízszintesen készültek.

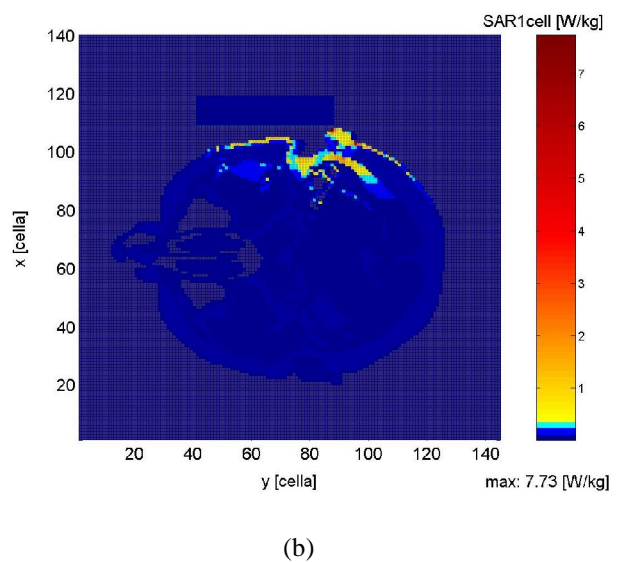
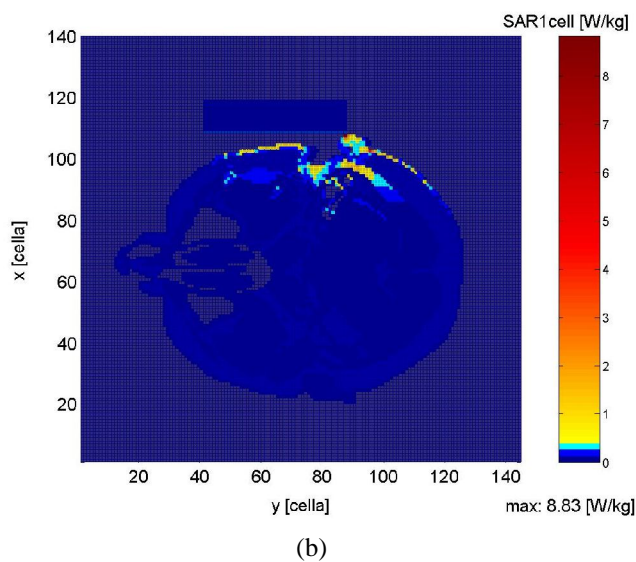
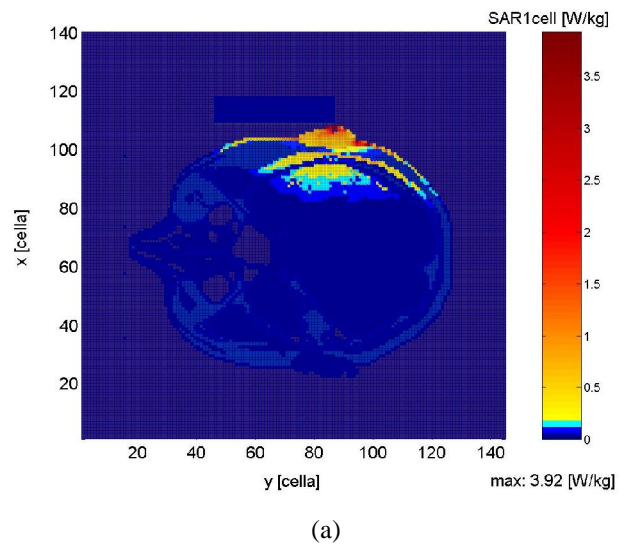
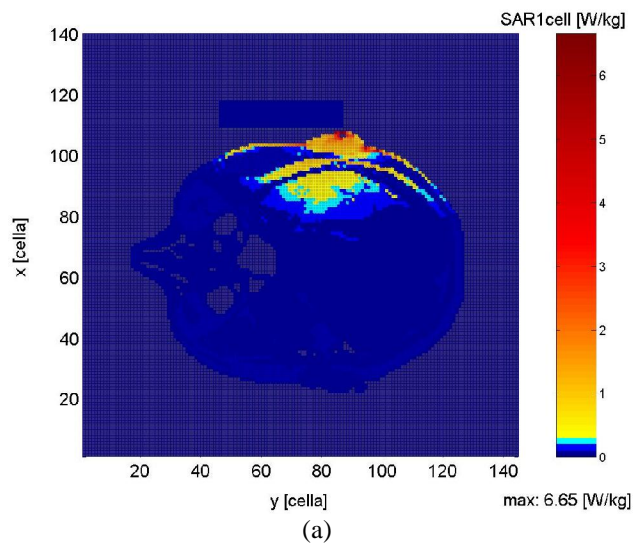
Az ábrákon az egy cellára vonatkoztatott lokális SAR eloszlása látható, majd az egyes ábracsoportokat követő összesítő táblázatban a szabványok szempontjából fontos 1 g-os szövetre átlagolt SAR maximális értékét ( $SAR_{1gmax}$ ) valamint a 10 g-ra átlagolt SAR maximális értékét ( $SAR_{10gmax}$ ) is feltüntettem.

Az SAR maximális értéke többnyire a fül külső részének felületén keletkezett, a monopól betáplálási pontja közelében.

### ***6.4.1 A 900 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását***

#### ***6.4.1.1 A 900 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását a telefon vízszintes helyzetében***

Az első futtatások alkalmával 900 MHz esetén az  $SAR_{1cellmax}$ ,  $SAR_{1gmax}$  és  $SAR_{10gmax}$  értékeire meglepő tendenciát kaptunk. A maximális SAR érték 9-10 éves gyermek fejében mindhárom jellemzőre nagyobb volt, mint a felnőtt fejre, amely ellent mond az irodalomban található egyes adatoknak. Martínez-Búrdalo és társai [2004] szerint mind a  $SAR_{1cellmax}$ , mind az átlagolt értékek hasonló modellezési körülmények mellett, sugárzóként egy dipólt alkalmazva a fej méretének csökkenésével (leskálázáskor) egyre csökkennek, míg Gandhi és társai [1996] szerint 835 MHz-nél gyermekeknél a fej méret csökkenésével nő az  $SAR_{1cellmax}$ , és a  $SAR_{1gmax}$  értéke (6.6. (a), (b) ábrák). A fej további skálázásával eredményeim Martínez-Búrdalo és társai [2004] eredményeivel egyeztek meg, tehát az SAR értékek csökkentek. Az említett jelenség okát először a program hibájaként értékeltük. Azonban a további hitelesítő futtatások ennek ellentmondtak. A probléma megoldása, hogy az említett irodalmak korábban vagy dipólt vagy



**6.6. ábra. (a) Felnőtt fejben (b) 9-10 éves (c) 2-3 éves gyermekfejben jelentkező SAR eloszlása 900 MHz-es frekvencián  $P_{\text{átl}} = 0.25$  W sugárzási teljesítményű vízszintesen tartott mobiltelefon esetén, szemüveg és implantátum nélkül (1.-3. modellezési beállítás)**

**6.7. ábra. Szemüveget viselő (a) felnőtt fejben (b) 9-10 éves (c) 2-3 éves gyermekfejben jelentkező SAR eloszlása 900 MHz-es frekvencián  $P_{\text{átl}} = 0.25$  W sugárzási teljesítményű vízszintesen tartott mobiltelefon esetén (4.-6. modellezési beállítás)**

olyan mobiltelefont használtak sugárzóként, amely monopolja a telefon közepén helyezkedett el, amely külső antennás telefonok esetén nem jellemző.

Modellezéseinkben az emberi fejhez képest fix pontnak nem az antenna betáplálási pontot vettük, hanem az életszerűbb modellezést követve a mobiltelefon hangszóróját illesztettük a hallójárárhoz, és a telefon elforgatásakor szintén ezt a pontot alkalmaztuk forgáspontként. Hasonló megfontolásból a fej-mobiltelefon távolságát nem azonosra vettük a skálázás során, hanem a fülhöz hozzáértettük a mobiltelefont, így ezzel is a valósághoz jobban közelítő szimulációs beállítást hoztunk létre. Ekkor a felnőtt és a gyermek fülének különböző mérete miatt a telefon legjobban sugárzó pontja a fül különböző részeihez ért, emiatt – ahogy az a 6. ábrán figyelemmel kísérhető – az  $SAR_{1cellmax}$  is más koordinátánál lépett fel.

További – az eddigi kutatásokban nem vizsgált – jelenség, hogy a felnőtt fejben a sugárzás a  $SAR_{1cellmax}$  síkjában jobban behatolt a fejbe, mint a gyermek esetén. Ennek oka szintén a telefon elhelyezkedésében keresendő, mivel gyermek fej esetén a telefon jobban túlnyúlt a fülön, ezért az abszorbeált teljesítmény maximális értéke a z tengely mentén a felnőttél kialakuló pont alá esett. Ebben a síkban helyezkedik el azonban a kisagy, melynek vezetőképessége (1,2 S/m 900 MHz-nél) – így az RF árnyékoló képessége – nagyobb, mint a szürkeállományé (0,94 S/m 900 MHz-nél), így az RF hullámok gyorsabban elnyelődnek. A felnőtt és a gyermek fej azonos z irányú metszeteit vizsgálva azonban arra a következtetésre jutunk, hogy a gyermekfejbe a telefon-fej távolság csökkenése miatt az RF tér behatolási mélysége nagyobb.

A szemüveget viselő felnőtt és 9-10 éves gyermek esetében megállapítható, hogy az SAR érték a szemüveg szóró hatása miatt csökkent. A legjelentősebb csökkenés a felnőtt fej esetében mintegy 41 %-os, tehát nem a szemüveg csatolt antenna jellege, hanem a fém EM tereket szóró hatása érvényesült.

Beültetett implantátum hatására a  $SAR_{1cellmax}$  érték jelentősen nőtt, helye pedig felnőtt és 9-10 éves gyermek esetében a fej belsejébe tolódott el. Ennek oka az implantátum RF mezők visszaverő tulajdonságában keresendő. Ha a modellbeállításoknál implantátumot és szemüveg viselését is beállítottuk, a telefon vízszintes helyzetében a kapott eredmények néhány %-kal csökkentek a felnőtt és 9-10 éves modell esetén, 2-3 éves gyermek fejénél gyakorlatilag nem történt változás. A fenti modellezési beállításokból megállapítható, hogy az SAR átlagolt értéke az 519/1999, az ICNIRP és a ANSI/IEEE határértékeit sem 1g-ra (1.6 W/kg) sem 10g-ra (2 W/kg) átlagolva nem lépte túl (4. táblázat).

**6.4. táblázat.** Egy cellára vonatkoztatott lokális SAR, 1 g szövetre átlagolt SAR és 10 g szövetre átlagolt SAR maximum értékek az emberi fejben, a telefon vízszintes helyzetében (Frekvencia 900 MHz,  $P_{\text{átl}} = 0.25$  W)

Sorszám	$SAR_{1cellmax}$ [W/kg]	$SAR_{1gmax}$ [W/kg]	$SAR_{10gmax}$ [W/kg]
1	6,65	0,88	0,74
2	8,83	0,21	0,15
3	4,2	0,13	0,12
4	3,92	0,49	0,44
5	7,73	0,24	0,25
6	4,66	0,13	0,12
7	15,4	0,83	0,375
8	26	1,26	0,47
9	7,71	0,51	0,094
10	8,56	0,91	0,43
11	12,86	1,048	0,81
12	7,76	0,5	0,09



*6.4.1.2 A 900 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását a telefon függőleges helyzetében*

A függőleges helyzetben tartott telefon esetén implantátum nélküli szemüveget nem ill. szemüveget viselő modellek esetén a fej méretének csökkentésével az  $SAR_{1cellmax}$  értékek rendre nőttek. Az eredmények azonos nagyságrendben találhatók, mint a telefon vízszintes helyzetében. Implantátum beültetése esetén a  $SAR_{1cellmax}$  értéke jelentősen nőtt, 9-10 éves gyermekfejnél meghaladta az 53 W/kg értéket, mely szemüveg viselése esetén a szemüveg csatolt antennaként történő viselkedése miatt 4%-kal tovább emelkedett. A 6.4.1 alfejezet eredményeihez hasonlóan a szemüveget viselő, valamint a szemüveg nélküli modell esetén a maximális expozíció a fej felszínén alakult ki, implantátum beültetése esetén azonban áttevődött a fémlemez környezetébe.

Az összefoglaló 6.5. táblázat eredményeiből látható, hogy az adott szimulációs sorozatban a legnagyobb SAR érték telefon függőleges helyzetében, implantátum és szemüveg együttes viselése esetén lépett fel.

Az átlagolások végeredményei az mutatják, hogy míg az  $SAR_{10gmax}$  egyetlen beállítás esetén sem lépi túl a szabványokban megengedett határértéket, addig a  $SAR_{1gmax}$  felnőtt és 9-10 éves gyermek esetén implantátum ill. implantátum és szemüveg viseléskor biztosan túllépi az ANSI/IEEE irányelv megengedett értékét, ha a telefonálás ideje hosszabb, mint 6 perc (6.5. táblázat). 6 percnél rövidebb telefonálás esetén az SAR szabványban megadott limit és az aktuális 1 g-ra átlagolt SAR ismeretében a telefonálás ajánlott időtartama a hatást lineárisnak feltételezve egyszerűen számítható.

Az implantátum a fej belsejében elhelyezkedő szövetek számára árnyékolást is jelent, mivel a legnagyobb expozíciónak kitett részek az implantátum és a fej telefon oldali felület között helyezkednek el. A 2-3 éves gyermekfej numerikus vizsgálatok nyomán követhető, hogy az implantátum a teljesítmény egy részét a fej első részébe is elvezeti, így az  $SAR_{1cellmax}$  a 2-3 éves gyermek fejében az előzetes várakozásokkal ellentétben kisebb, mint a 9-10 évesében, és szinte megegyezik a felnőtt fejben kialakuló expozícióval.

**6.5. táblázat.** Egy cellára vonatkoztatott lokális SAR, 1 g szövetre átlagolt SAR és 10 g szövetre átlagolt SAR maximum értékek az emberi fejben, a telefon függőleges helyzetében (Frekvencia 900 MHz,  $P_{\text{átl}} = 0.25$  W)

Sorszám	$SAR_{1cellmax}$ [W/kg]	$SAR_{1gmax}$ [W/kg]	$SAR_{10gmax}$ [W/kg]
13	4,78	0,71	0,66
14	6,58	1,38	0,89
15	7,93	0,63	0,39
16	5,58	0,82	0,73
17	6,22	0,77	0,37
18	8,23	0,62	0,38
19	38,2	1,9	0,7
20	53,28	2,22	0,82
21	35,11	1,36	0,62
22	39	1,96	0,74
23	55,88	2,31	0,82
24	37,34	1,4	0,61

### **6.4.2 Az 1800 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását**

#### **6.4.2.1 Az SAR eloszlása a telefon vízszintes helyzetében**

1800 MHz-es üzemi frekvencián, 0,125 W átlagos sugárzási teljesítmény mellett elvégzett modellezési futtatások eredményei szemüveget nem viselő és implantátummal szintén el nem látott modell esetén a legnagyobb SAR a 9-10 éves fejnél tapasztalható. Martínez-Búrdalo és társai [2004] eredményeihez hasonlóan a felnőtt fej expozíciója 900 MHz-en és 1800 MHz-en az említett beállítás mellett hasonló, a gyermekfejeknél azonban jelentős emelkedés következett be. Az RF hullámok behatolása az előzetes várakozásainknak megfelelően a frekvencia növekedésével kisebb, mint a 900 MHz-es egyébként azonos feltételekkel elvégzett szimulációk esetén. A maximális expozíció elhelyezkedésére vonatkozólag megállapítható, hogy a felnőtt fej esetében a 900 MHz-es szimulációhoz viszonyítva a fej függőleges tengelyének irányában lejjebb tolódott.

A numerikus vizsgálatok alapján megállapítható, hogy a beültetett implantátum az 1800 MHz-es expozíció esetén is vezeti az RF teljesítményt. A 6.6. táblázat eredményei alapján megállapítható az a tendencia, hogy a szemüveg alkalmazása valamint az implantátum beültetése míg felnőtt fej esetén növeli az  $SAR_{1cellmax}$  értékét, addig 9-10 éves gyermek esetében a fémtárgyak árnyékoló hatása érvényesül inkább. Ennek oka, hogy a felnőtt modellnél alkalmazott tárgyak rezonancia frekvenciájához közelít az 1800 MHz-es EM sugárzás. A  $SAR_{1gmax}$  és  $SAR_{10gmax}$  értékek egyetlen esetben sem lépik túl az ANSI/IEEE [1992], EC [1999] és ICNIRP [1998] által javasolt határértékeket.

**6.6. táblázat.** Egy cellára vonatkoztatott lokális SAR, 1 g szövetre átlagolt SAR és 10 g szövetre átlagolt SAR maximum értékek az emberi fejben, a telefon vízszintes helyzetében (Frekvencia 1800 MHz,  $P_{\text{átl}} = 0.125 \text{ W}$ )

Sorszám	$SAR_{1cellmax}$ [W/kg]	$SAR_{1gmax}$ [W/kg]	$SAR_{10gmax}$ [W/kg]
25	4,23	0,35	0,12
26	12,46	0,31	0,26
27	11,08	0,35	0,24
28	4,39	0,33	0,11
29	10,36	0,26	0,16
30	7,45	0,28	0,19
31	6,97	0,21	0,26
32	10,39	0,3	0,37
33	15,42	0,3	0,32
34	7,34	0,24	0,28
35	10,22	0,34	0,36
36	14,16	0,28	0,32

#### 6.4.2.2 Az SAR eloszlása a telefon függőleges helyzetében

A telefon függőleges helyzetében a felnőtt modellnél a szemüveg és az implantátum felhelyezésével az SAR lokális valamint átlagolt értékeinek mintegy 20%-os növekedése figyelhető meg ( 6.7. táblázat). A legérdekesebb jelenség implantátummal, majd implantátummal és szemüveggel egyidejűleg ellátott 2-3 éves gyermek esetében figyelhető meg. A csatolt antennaként működő implantátum mellett az eltérő víztartalmú szövetek miatt ún. forró pont jelenik meg, mely azonban az átlagolások elvégzésével nem lépi túl az előző alfejezetben említett határértékeket.

**6.7. táblázat.** Egy cellára vonatkoztatott lokális SAR, 1 g szövetre átlagolt SAR és 10 g szövetre átlagolt SAR maximum értékek az emberi fejben, a telefon függőleges helyzetében (Frekvencia 1800 MHz,  $P_{\text{átl}} = 0.125 \text{ W}$ )

Sorszám	$SAR_{\text{Icellmax}}$ [W/kg]	$SAR_{\text{Igmax}}$ [W/kg]	$SAR_{\text{10gmax}}$ [W/kg]
37	7,68	0,88	0,59
38	8,9	0,83	0,33
39	8,4	0,54	0,33
40	7,84	0,89	0,61
41	9,78	0,9	0,36
42	8,93	0,58	0,35
43	10,2	1,07	0,59
44	9,2	0,54	0,3
45	13,75	0,62	0,34
46	9,78	0,97	0,56
47	9,58	0,56	0,32
48	18,28	0,32	0,31

### **6.4.3 A 2100 MHz-es mobiltelefon által okozott SAR eloszlás felnőtt ill. gyermek fejben a telefon különböző helyzeteiben, figyelembe véve a szemüveg és az implantátum befolyásoló hatását**

A növekvő frekvencia következtében a 6.4.2 alfejezet vonatkozó eredményivel összehasonlítva várható volt, hogy az azonos sugárzási teljesítmény mellett az  $SAR_{1cellmax}$  értékek alacsonyabbak lesznek, mint 1800 MHz-es frekvencia esetén. A legnagyobb expozíciós értékek vízszintesen tartott telefonnál a gyermekfej-modelleknél fordult elő (6.8.-6.9. táblázat). A lokális maximum függőlegesen tartott telefonnál, olyan 9-10 éves gyermekfej modellnél következik be, mely fejébe implantátumot építettek. Ha elvégeztük az 1g-os ill. 10 g-os szövetre az átlagolásokat, akkor azt kaptuk, hogy az európai szabványokat egyetlen esetben sem lépték túl, azonban az ANSI/IEEE [1992] ajánlását felnőtt fejnél a telefon vízszintes helyzetében meghaladja.

#### *4.3.1. Az SAR eloszlása a telefon vízszintes helyzetében*

**6.8. táblázat.** Egy cellára vonatkoztatott lokális SAR, 1 g szövetre átlagolt SAR és 10 g szövetre átlagolt SAR maximum értékek az emberi fejben, a telefon vízszintes helyzetében (Frekvencia 2100 MHz,  $P_{\text{átl}} = 0.125 \text{ W}$ )

Sorszám	$SAR_{1cellmax}$ [W/kg]	$SAR_{1gmax}$ [W/kg]	$SAR_{10gmax}$ [W/kg]
49	4,94	1,9	0,67
50	10,78	0,35	0,16
51	9,12	0,37	0,2
52	2,93	1,01	0,4
53	7,23	0,31	0,15
54	8,09	0,31	0,18
55	6,34	1,32	0,55
56	11,82	0,6	0,08
57	11,92	0,42	0,39
58	4,5	0,24	0,13
59	8,64	0,55	0,077
60	11,87	0,43	0,39

#### 4.3.2. Az SAR eloszlása a telefon függőleges helyzetében

**6.9. táblázat.** Egy cellára vonatkoztatott lokális SAR, 1 g szövetre átlagolt SAR és 10 g szövetre átlagolt SAR maximum értékek az emberi fejben, a telefon függőleges helyzetében (Frekvencia 2100 MHz,  $P_{\text{átl}} = 0.125 \text{ W}$ )

Sorszám	$\text{SAR}_{\text{1cellmax}}$ [W/kg]	$\text{SAR}_{\text{1gmax}}$ [W/kg]	$\text{SAR}_{\text{10gmax}}$ [W/kg]
61	6,9	0,86	0,58
62	8,77	0,85	0,31
63	8,69	0,67	0,35
64	7,16	0,9	0,61
65	8,91	0,86	0,31
66	9,47	0,71	0,36
67	9,8	1,28	0,68
68	13,13	1,06	0,16
69	9,65	0,65	0,38
70	10,32	1,35	0,72
71	11,74	0,98	0,14
72	9,87	0,67	0,39

## 7. ÖSSZEFOGLALÁS

Az elektromágneses tér termikus hatására kidolgozott nem-egyensúlyi termodinamikai modell alapján megállapítottuk, hogy a sejtroncsolásra fordított SAR érték nem növeli a szövet hőmérsékletét, így az új elmélet kisebb hőmérsékletet jósol, mint a régi Pennes-egyenlet.

Ennek a fontos következménye, hogy a hőgyógyászatban a nem-invazív hőmérsékletmérők hitelesítésére használt fantomok nagyobb hőmérsékletet adnak, mint a valóságos.

Ez azért jelent problémát, mert, ha pl. hipertermia esetén a valóságos hőmérséklet, nem haladja meg a 41,5 értéket, értéket, akkor un. hőtolerancia alakul ki, amely a rákos sejtek ellenállását hihetelen mértékben megnövelheti.

Az elmondottakból az is következik, hogy csak hőmérséklet méréssel nem lehet jellemezni a az elektromágneses tér termikus hatását, ahogy az ma teszik a hőgyógyászatban. Ebből kiindulva kidolgoztuk a termikus hatás dóziszfogalmát.

Megmutattuk, hogy ez a dózis fogalom tökéletes egyezésben van Separeto és Dewey sejtenyészeteken végzett kísérleteivel.

Azt is megmutattuk, hogy rövid idejű, vagy periodikus behatás esetén az általunk javasolt dózis és az empirikus dózis között jelentős eltérés lehet. Ennek oka az, hogy az empirikus dózis nem képes figyelembe venni a sejtek termikus felaktiválásához szükséges energiát.

Kritikai elemzésnek vetettük alá az irodalom használt termikus zajmodelleket, amelyek az elektromágneses tér biológiai hatékonyságának megítélésére szolgálnak. Megmutattuk, hogy a Kaune-féle modell ellentmondásban van a termodinamika második főtételével. Ezért kidolgoztunk egy új zajmodellt, amely szerint a sejteknek alacsony frekvencián nincs termikus zajküszöbük.

Az új zajmodell szerint a zérssorrendű alacsony frekvenciás elektromágneses tereknek lehet biológiai hatása a sejtekre. A zérus sorrendű hatás létrejöhet időben lassan változó termikus hatás által és a sejtmembrán egyenirányító hatásának következményeként.

Vizsgáltuk azt, hogy a sejtmembrán, pl. betegség miatti aszimmetriái, milyen hatással vannak a zajlimitre.

Megmutattuk, hogy aszimmetriák esetén további zajlimit csökkenés lép fel. Tehát az elváltozott sejtek érzékenyebbek a külső terekre.

Matematikai modellt dolgoztunk ki az alacsonyfrekvenciás gyenge terek rezonancia szerű hatásának (Liboff-effektus) vizsgálatára.

A gyenge, időben változó, mágneses térben megfigyelt ion rezonancia jelenséget a Drude-Lorentz-féle statisztikus modell alapján vizsgáltuk. Megmutattuk, hogy az állandósult ion áram egy időben állandó és egy időben periodikus, rezonanciát mutató, részből áll. Az állandó résznél a rezonancia a ciklotron frekvencián és ennek alharmonikusain jön létre. A periodikus ion áram alapharmonikusa a ciklotron rezonancia frekvencián (CRF), a felharmonikusok pedig a CRF alharmonikus frekvenciáin mutatnak rezonanciát. Az ion áramra kapott eredményeinkben két, kísérletileg könnyen kézben tartható paraméter szerepel. Az egyik a váltakozó mágneses tér frekvenciájának és a ciklotron rezonancia frekvenciának a hányadosa, a másik a váltakozó és az állandó mágneses tér indukciójának aránya. A modell eredményei alapján új lehetőségek adódnak a rendkívül fontos jelenség kísérleti vizsgálatára. Az elmélet igen fontos eredménye, hogy elméletileg alátámasztja az Adey-window néven ismert kísérleti tényt, amelynek lényege az, hogy a rezonancia jelensége csak egy szűk mágneses indukció intervallumban lép fel.

A kidolgozott FDTD modell alkalmas az emberi test – EM forrás kölcsönhatásának vizsgálatára, melyet mind kanonikusnak elfogadott problémák reprodukálásával mind kísérleti úton bizonyítottuk. Szintén mérésekkel igazoltuk, hogy fémkeretes szemüveg viselése, implantátum beültetése esetén az abszorbeált energia változhat, tehát az EM sugárterhelésnek individuális jelleget ad.

72 modellezési beállításban megvizsgáltuk felnőtt, 9-10 éves és 2-3 éves gyermek fejében 900 MHz, 1800 MHz és 2100 MHz frekvenciával sugárzó mobiltelefon okozta expozíció nagyságát. A modellezések során fémkeretes szemüveg és fém implantátum továbbá a mobiltelefon helyzetének befolyásoló hatását is tanulmányoztuk.

Megállapítható, hogy az egy cellára vonatkozó max. SAR érték gyermek esetében fordul elő, amely akár 100%-kal is nagyobb lehet, mint a felnőtt fejben kialakuló. Az 1 és 10 g tömegű szövetre elvégzett átlagolások eredményeit a hazai és nemzetközi irányelvek határértékeivel összehasonlítva azt kaptuk, hogy

- normál esetben a hazánkban érvényes 519/1999/EC határértékeket nem lépik túl,
- azonban 900 MHz-es telefontól gyermekfej esetében beültetett fém implantátum hatására valamint függőlegesen tartott 2100 MHz-es telefontól felnőtt fej vizsgálatakor az ANSI/IEEE korlátait meghaladják.

A legnagyobb SAR érték 900 MHz-nél függőlegesen tartott mobiltelefontól fordul elő, mivel a telefon is ezen a frekvencián sugároz a legnagyobb teljesítménnyel. A fajlagosan elnyelt teljesítmény maximális értéke többnyire a fül külső részén alakul ki, fém implantátum esetén azonban ez a fej belsejébe tolódhat. Ekkor az elnyelt teljesítmény eloszlása is változik. A fémkeretes szemüveg nem okoz jelentősebb változást.

Megfigyeltük, hogy a korábban alkalmazott modellezési eljárásoknak számos hiányossága van:

- több esetben nem veszik figyelembe az adott frekvenciára jellemző sugárzási teljesítmény nagyságát,
- a telefon – fej távolságot különböző fejméretek esetén is egyformára állítják be, ezzel figyelmen kívül hagyják, hogy a telefont többnyire a fülhöz érintve használják,
- gyakran a modellezést dipóllal hajtják végre, pedig a telefonok közt nagyon gyakori a monopol antennás megoldás, ami azt jelenti, hogy a telefon különböző tartási helyzetait – a fej hossz tengelyéhez viszonyítva – megvizsgálva a telefon hangszóróját, mint forgáspontot tekintve észre kell vennünk, hogy telefon legjobban sugárzó része a különböző fejméretek esetén akár kívül is kerülhet a fülön.

A szimulációimból levonható legfontosabb következtetések a a vizsgált frekvenciatartományok szerint csoportosva:

- Az SAR maximális értéke többnyire a fül külső részének felületén keletkezik, implantátumok beültetése esetén azonban az implantátum közvetlen közelében is kialakulhat.
- 900 MHz-es RF sugárzás esetén, vízszintesen tartott telefontól:
  - a maximális fajlagosan elnyelt teljesítmény nagysága 9-10 éves gyermek fejében nagyobb, mint a felnőtt fejre. A fej további skálázásával az  $SAR_{1cellmax}$ ,  $SAR_{1gmax}$ ,  $SAR_{10gmax}$  értékek csökkennek. A probléma magyarázata, hogy a 2. fejezetben elemzett szakirodalmak dipólt vagy olyan mobiltelefont használtak sugárzóként, amely monopolja a telefon közepén helyezkedett el, ez külső antennás telefonok esetén nem jellemző. Ekkor nem vették figyelembe, hogy a telefon sugárzási karakterisztikájával ábrázolható téreloszlás az emberi fej melyik részét éri. A gyermekmodellnél a legjobban sugárzó rész – az antenna talppontja – túlnyúlik a fülön, és a hatás emiatt eltolódik a fül középvonala irányában, mivel az említett modell esetében ott van a legkisebb távolság a fül és a készülék között.

- További érdekes jelenség, hogy a felnőtt fejben a sugárzás az  $SAR_{1cellmax}$  síkjában jobban behatol a fejbe, mint a gyermek esetén. Ennek oka, hogy a gyermekfej esetén ebben a síkban helyezkedik el a kisagy, melynek vezetőképessége (1,2 S/m 900 MHz-nél) – így az RF árnyékoló képessége – nagyobb, mint a szürkeállományé (0,94 S/m 900 MHz-nél), így az RF hullámok gyorsabban elnyelődnek. A felnőtt és a gyermek fej azonos „z” irányú metszeteit vizsgálva azonban arra a következtetésre jutottunk, hogy a gyermekfejbe a telefon-fej távolság csökkenése miatt az RF tér behatolási mélysége nagyobb.
  - A szemüveget viselő felnőtt és 9-10 éves gyermek esetében megállapítható, hogy az SAR érték a szemüveg szóró hatása miatt csökken. A legjelentősebb csökkenés a felnőtt fej esetében mintegy 41 %-os, tehát nem a szemüveg csatolt antenna jellege, hanem a fém EM tereket szóró hatása érvényesül.
  - Beültetett implantátum hatására az  $SAR_{1cellmax}$  érték jelentősen nő, helye pedig felnőtt és 9-10 éves gyermek esetében a fej belsejébe tolódik el. Ennek oka az implantátum RF mezők visszaverő tulajdonságában keresendő. Ha a modellbeállításoknál implantátumot és szemüveg viselését is beállítottuk, a telefon vízszintes helyzetében a kapott eredmények néhány %-kal csökkentek a felnőtt és 9-10 éves modell esetén, 2-3 éves gyermek fejénél gyakorlatilag nem történt változás. A modellezési beállítások esetén megállapítható, hogy az SAR átlagolt értéke az 519/1999, az ICNIRP és a ANSI/IEEE határértékeit sem 1g-ra (1.6 W/kg) sem 10g-ra (2 W/kg) átlagolva nem lépik túl.
- 900 MHz-es RF sugárzás esetén, függőlegesen tartott telefonnál:
- Az implantátum nélküli szemüveget nem ill. szemüveget viselő modellek esetén a fej méretének csökkentésével az  $SAR_{1cellmax}$  értékek rendre nőnek. Az eredmények azonos nagyságrendben találhatók, mint a telefon vízszintes helyzetében. Implantátum beültetése esetén az  $SAR_{1cellmax}$  értéke jelentősen nő, 9-10 éves gyermekfejénél meghaladja az 53 W/kg értéket, mely szemüveg viselése esetén a szemüveg csatolt antennaként történő viselkedése miatt 4%-kal tovább emelkedik. A szemüveget viselő, valamint a szemüveg nélküli modell esetén a maximális expozíció a fej felszínén alakul ki, implantátum beültetése esetén azonban áttevődik a fémlemez környezetébe.
  - Az adott szimulációs sorozatban a legnagyobb SAR érték telefon függőleges helyzetében, implantátum és szemüveg együttes viselése esetén lép fel.
  - Az átlagolások végeredményei az mutatják, hogy míg az  $SAR_{10gmax}$  egyetlen beállítás esetén sem lépi túl a szabványokban megengedett határértéket, addig a  $SAR_{1gmax}$  felnőtt és 9-10 éves gyermek esetén implantátum ill. implantátum és szemüveg viseléskor túllépheti az ANSI/IEEE irányelv megengedett értékét.
  - Az implantátum a fej belsejében elhelyezkedő szövetek számára árnyékolást is jelent, mivel a legnagyobb expozíciónak kitett részek az implantátum és a fej telefon oldali felület között helyezkednek el. A 2-3 éves gyermekfej vizsgálatakor nyomon követhető, hogy az implantátum a teljesítmény egy részét a fej első részébe is elvezeti, így az  $SAR_{1cellmax}$  a 2-3 éves gyermek



fejében az előzetes várakozásokkal ellentétben kisebb, mint a 9-10 évesében, és szinte megegyezik a felnőtt fejben kialakuló expozícióval.

- 1800 MHz-es RF sugárzás esetén, vízszintesen tartott telefonnál:
  - A 0,125 W átlagos sugárzási teljesítmény mellett elvégzett modellezési futtatások eredményei szemüveget nem viselő és implantátummal szintén el nem látott modell esetén a legnagyobb SAR a 9-10 éves fejnél tapasztalható.
  - Az RF hullámok behatolása az előzetes várakozásainknak megfelelően a frekvencia növekedésével kisebb, mint a 900 MHz-es egyébként azonos feltételekkel elvégzett szimulációk esetén. A maximális expozíció elhelyezkedésére vonatkozólag megállapítható, hogy a felnőtt fej esetében a 900 MHz-es szimulációhoz viszonyítva a fej függőleges tengelyének irányában lejjebb tolódik.
  - A beültetett implantátum az 1800 MHz-es expozíció esetén is vezeti az RF teljesítményt, valamint nem játszik szerepet az SAR növelésében.
  - Megállapítható az a tendencia, hogy a szemüveg alkalmazása valamint az implantátum beültetése míg felnőtt fej esetén növeli az  $SAR_{1cellmax}$  értékét, addig 9-10 éves gyermek esetében a fémtárgyak árnyékoló hatása érvényesül inkább. Ennek oka, hogy a felnőtt modellnél alkalmazott tárgyak rezonancia frekvenciájához közelít az 1800 MHz-es EM sugárzás.
  - A  $SAR_{lgmax}$  és  $SAR_{10gmax}$  értékek egyetlen esetben sem lépik túl az ANSI/IEEE [1992], EC [1999] és ICNIRP [1998] által javasolt határértékeket.
- 1800 MHz-es RF sugárzás esetén, függőlegesen tartott telefonnál:
  - A telefon függőleges helyzetében a felnőtt modellnél a szemüveg és az implantátum felhelyezésével az SAR lokális valamint átlagolt értékeinek mintegy 20%-os növekedése figyelhető meg.
  - Az implantátummal, majd implantátummal és szemüveggel egyidejűleg ellátott 2-3 éves gyermek esetében a csatolt antennaként működő implantátum mellett az eltérő víztartalmú szövetek miatt ún. forró pont jelenik meg, mely azonban az átlagolások elvégzésével nem lépi túl az előző alfejezetben említett határértékeket.
- 2100 MHz-es RF sugárzás esetén függőlegesen és vízszintesen tartott telefonnál:
  - A növekvő frekvencia következtében azonos sugárzási teljesítmény mellett az  $SAR_{1cellmax}$  értékek alacsonyabbak lesznek, mint 1800 MHz-es frekvencia esetén.
  - A legnagyobb expozíciós értékek vízszintesen tartott telefonnál a gyermekfej-modelleknél fordul elő.

- A lokális maximum függőlegesen tartott telefonnál, olyan 9-10 éves gyermekfej modellnél következik be, mely fejébe implantátumot építettek.
- Elvégezve az 1g-os ill. 10 g-os szövetre az átlagolásokat, azt kaptuk, hogy az európai szabványokat egyetlen esetben sem lépi túl, azonban az ANSI/IEEE [1992] ajánlását felnőtt fejnél a telefon vízszintes helyzetében meghaladja.

A további kutatómunkára vonatkozó javaslatok:

- A gyermek és felnőtt fej modellezésénél azonos szövetjellemzőket használtunk, és eltekintettünk a szövetek diszperzív tulajdonságától. Ezért érdemes lehet a jobb modellalkotás érdekében a gyermekfejről MRI módszerrel tökéletesebb modellt készíteni. Ennek létrehozását azonban nehezíti, hogy orvostikai problémák merülnek fel, ami szerint nem lehet egészséges gyermekfejről az említett képalkotó módszerrel felvételeket készíteni, még az érintett beleegyezésével sem.
- Fontos feladat a jövő számára a gyermek szöveti elektromos tulajdonságainak megállapítása.
- A fém implantátum esetén látható, hogy megnöveli az expozíció értékét, ezért meg kellene vizsgálni a különböző méretű és elhelyezkedésű implantátumok hatását.
- A modellezés tökéletesítésére a belsőantennás telefonmodellt készítése javasolható.
- Az 1g-os és 10 g-os SAR átlagolás módszere nagymértékben befolyásolja az eredményt, ezért ennek egységesítésének kidolgozása fontos lenne.
- A numerikus modellezés esetén nincs meghatározva a telefon helyzete a fejhez viszonyítva, ezért szintén egységes koncepciót kellene kidolgozni a fültől való vízszintes ill. függőleges távolság tekintetében, valamint a telefon függőlegessel bezárt szögének tekintetében.
- Egységes fejmodell kialakítása szintén fontos lenne, mert így lehetne a különböző kutatócsoportok eredményeit összehasonlítani.
- A fém implantátum viselésével bizonyítottuk a személyes EM hatások jelentőségét. A vizsgálatokat a jövőben ki kellene terjeszteni a személyes hatások tekintetében az egész testre.

Gödöllő, 2007. február 13.

-----  
 Dr. Szendrő Péter  
 egyetemi tanár  
 témavezető

## IRODALOMJEGYZÉK

- ANSI/IEEE (AMERICAN NATIONAL STANDARDS INSTITUTE) (1992): Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz, ANSI/IEEE C95.1-1992 (previously issued as IEEE C95.1-1991), New York: ANSI
- BAKÓ T. (2001): Mobiltelefonok RF sugárzásának mérése, Diplomaterv, BME Villamosmérnöki Kar, 101 p.
- BURKHARDT M., KUSTER N. (2000): Appropriate modeling of the ear for compliance testing on handheld MTE with SAR safety limits at 900/1800 MHz, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 48 (11) 1927-1934. p.
- EC (EUROPEAN COMMISSION) (1999): Council Recommendation 1999/519/EC of 12 July 1999 on the limitation of exposure of the general public to electromagnetic fields (0 Hz to 300 GHz), *Official Journal of the European Communities*, 59-70. p.
- FIGYELŐ (2004): Tovább nő a Vodafone-részarány a mobil-előfizetők között, 2004. május 26. <http://www.fn.hu/cikk.php?cid=80962>
- GABRIEL C. (1996): Compilation of the dielectric properties of body tissues at RF and microwave frequencies, Technical Report, AL/OE-TR-1996-0037, Armstrong Laboratory, Brooks Air Force Base, TX 78235
- GANDHI O. M., LAZZI G., FURSE C., M. (1996): Electromagnetic Absorption in the Human Head and Neck for Mobile Telephones at 835 and 1900 MHz. *IEEE Trans. On Microwave Theory and Techniques*, 44 (10) 1884-1897. p.
- GANDHI O. M., KANG G. (2001): Effect of the head size on SAR for mobile telephones at 835 and 1900 MHz. *24<sup>th</sup> Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society Abstract Book*, St. Paul, MN, 52. p.
- GUY, A. W.; LIN, J. C.; KRAMAR, P. O.; EMERY, A. (1975): Effect of 2450-MHz radiation on the rabbit eye. *IEEE Transactions on Microwave Theory Technique*, 23 (6) 492–498. p.
- HOMBACH V., MEIER K., BURKHARDT M., KÜHN E., KUSTER N. (1996): The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 900 MHz. *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 44 (10) 1865-1873. p.
- IEGMP (INDEPENDENT EXPERT GROUP ON MOBILE PHONES) (2000): The Stewart Report, <http://www.iegmp.org.uk>
- IEEE (INSTITUTE OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERS) (1999): IEEE standard for safety levels with respect to human exposure to radio frequency electromagnetic field, 3 kHz to 300 GHz, *Tech. Rep.* IEEE C95.1-1999
- ICNIRP (INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION) (1998): Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). *Health Physics*, 74 (4) 494-522. p.
- IVÁNYI A. (2003): Folytonos és diszkrét szimulációk az elektrodinamikában, Budapest: Akadémiai Kiadó, 262 p.
- JOÓ E. (2004a): Rádiófrekvenciás sugárzás hatására az emberi szervezetben fajlagosan elnyelt teljesítmény eloszlásának meghatározása FDTD módszer segítségével, *International Scientific Days of Agricultural Economics*, Károly Róbert College, 6. p.
- JOÓ E., SZÁSZ A. (2004c): FDTD modellezéssel kapott FET értékek kísérleti úton történő hitelesítése. *Tudományos Közlemények*, Gyöngyös: Károly Róbert Főiskola, 1 (1) 139-147. p.

- KRIKELAS G. I., PAVLOU K. H., SAHALOS J. N. (1998): A study of the EM energy absorption in the human head and torso at 915 MHz, *Proceedings of the International Symposium on Electromagnetic Theory*, Tessaaloniki, Greece, 25-28 May 1998. 727-729. p.
- KUNZ K. S., LUEBBERS R. J. (1992) Finite Difference Time Domain Method for Electromagnetics. New York: CRC Press, 447 p.
- LEE A., CHOI H., PACK J. (2002): Human head size and SAR characteristics for handset exposure. *ETRI J.* 24 (2) 176-179. p.
- MAGYAR KÖZLÖNY (2000): Az egészségügyi miniszter 32/2000. (XI.16.) EüM rendelete a vezeték nélküli távközlési építmény által kibocsátott elektromágneses sugárzás egészségügyi határértékeiről, 2000-112. szám
- MARTÍNEZ-BÚRDALO M., MARTÍN A., ANGUIANO M., VILLAR R. (2004): Comparison of FDTD-calculated specific absorption rate in adults and children when using a mobile phone at 900 and 1800 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 49 (2) 345-354. p.
- MASON P. A., ZIRIAX J. M., HURT W. D., WALTERS T. J., RYAN K. L., NELSON D. A., SMITH K. I. D'ANDREA J. A. (2000): Recent advancements in dosimetry measurements and modeling. p. 141-155. p. In: Klauenberg és Miklavcic (Szerk.): *Radio Frequency Dosimetry*, Norwel, MA: Kluwer, 608 p.
- MÁTAY G., ZOMBORY L. (2000): A rádiófrekvenciás sugárzás élettani hatásai és orvosiológiai alkalmazásai. Budapest: Műegyetemi Kiadó, 7-193. p.
- MIE G. (1908): Contributions of the optics of diffusing media. *Ann Physik*, 25 377-445. p.
- MSZ 16260-86 (1986): A nagyfrekvenciás elektromágneses tér megengedett határértékei
- NIST (NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY) (1977): Anthropometric Data of Children, <http://www.itl.nist.gov/iaui/ovrt/projects/anthrokids/77mINF.htm>
- PETERSEN R. C. (1991): Radiofrequency/Microwave Protection Guides, *Health Physics*, 61 (1) 59-67. p.
- RADIO FREQUENCY RADIATION BRANCH, Tech. Rep. N/A, Brooks Air Force Base, TX, USA, <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/dosimetry.html>
- SCHÖBORN F., BURKHARDT M., KUSTER N. (1998): Differences in energy absorption between heads of adults and children in the near field of sources. *Health Phys.* 74 (2) 160-168. p.
- STREFFER C. (1995): Molecular and cellular mechanism of hyperthermia. 47-74. p. In SEEGENSCHMIEDT M. H., FESSENDEN P., VERON C. C. (Szerk.): *Thermoradiotherapy and Thermochemotherapy*, Berlin: Springer-Verlag. 483 p.
- SULLIVAN D. (1996): A simplified PML for use with the FDTD method. *IEEE Microwave and Guided Wave Letters*, 6 (2) 97-99. p.
- SULLIVAN D. (2000): Electromagnetic Simulation Using the FDTD Method. New York: IEEE Press, 165 p.
- SZASZ A., SZENDRO P., VINCZE GY., SZASZ N., SZASZ O (2003): Simulation of seeds by electromagnetic potentials. 6<sup>th</sup> International Congress of the European Bioelectromagnetics Association, Budapest, 2003. November 13-15. Book of Abstracts EBEA 2003, 245. p.
- SZENDRO P., KOLTAY J., VINCZE GY (1997): Radiation of sowing seeds in electromagnetic discharge space. *Hungarian Agricultural Engineering* (10) 17-19. p.

- SZENDRO P, VINCZE GY, SZASZ N, SZASZ A (2003): Electromagnetic seed selection. 6<sup>th</sup> International Congress of the European Bioelectromagnetics Association, Budapest, 2003. November 13-15. Book of Abstracts EBEA 2003, 247. p.
- TAFLOVE A., HAGNESS C. (2000): Computational Electrodynamics. Second Edition, Boston, London: Artech House, 852 p.
- THOM A. (1933): The Flow Past Circular Cylinders at Low Speed. *Proc. Roy. Soc. Lond. A.* , 141 651-669. p.
- THURÓCZY GY. (1996a): Az elektromágneses terek biológiai hatásai I. *Magyar Távközlés* 7 (9) 50-56. p.
- THURÓCZY, GY. (1996b): Az elektromágneses terek biológiai hatásai II. *Magyar Távközlés* 7 (11) 21-28. p.
- THURÓCZY GY. (1998): A mobil hírközlés sugáregészségügyi kérdései. *Magyar Távközlés* 9 (7) 26-33. p.
- THURÓCZY GY.; BAKOS J. (2002): Az elektromágneses terek és környezetünk. Budapest: BME-OMIKK, Környezetvédelmi Füzetek, 68 p.
- TROULIS S. E., EVANS N. E., SCANLON W. G., TROMBINO G. (2003): Influence of wire-framed spectacle on specific absorption rate within human head for 450 MHz personal radio handsets. *Electronics Letters*, 39 (23) 1679-1680. p.
- VINCZE GY, SZENDRO P, SZASZ N, SZASZ O (2003a): Seed-simulation by glow-discharge plasma. 6<sup>th</sup> International Congress of the European Bioelectromagnetics Association, Budapest, 2003. November 13-15. Book of Abstracts EBEA 2003, 244. p.
- VINCZE GY, SZASZ N, SZENDRO P, SZASZ O, SZASZ A (2003b): Simulation of seeds by electromagnetic fields. 25<sup>th</sup> Annual Meeting of BEMS, Maui, Hawaii, USA, 2003. June 22-27. 332. p.
- WANG J., JOUKOU T., FUJIWARA O. (1998): Localized Specific Absorption Rate in the Human Head in Metal-Framed Spectacles for 1.5 GHz Hand-Held Mobile Telephones, *T.IEE Japan*, 118 (11) 1234-1240. p.
- WANG J., FUJIWARA O. (2000): Comparison and evaluation of local peak SAR in realistic human head models of adult and children for mobile phones, URSI General Assembly CD Abstracts, [http://hawk.iszf.irk.ru/URSI2002/GA\\_abstracts/papers/p0129.pdf](http://hawk.iszf.irk.ru/URSI2002/GA_abstracts/papers/p0129.pdf)
- WANG J., FUJIWARA O. (2003): Comparison and evaluation of electromagnetic absorption characteristics in realistic human head models of adult and children for 900-MHz mobile telephones. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* 51 (3) 966-971. p.
- YEE K. S. (1966): Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 14 (3) 302-307. p.
- LI GC ET AL 1995. Heat shock proteins, thermotolerance, and their relevance to clinical hyperthermia. *INT. J. Hyperthermia*, 1995, vol. 11, No. 4, 495-488.
- DE POMERAI ET AL. 2006. Non-thermal Biological Effects of Microwave Fields on *Caenorhabditis Elegans*.
- LIPOWSKY R. SACKMANN E. 1996. Handbook of Biological Physics Volume I. Chapter 8.
- FISCHER-WEISS 2001. Cellular Biophysics Chapter 8. Cellular Homeostasis 602. old.
- FISCHER-WEISS 2001. Cellular Biophysics Chapter 7. Active Iontransport 506-. old
- SAPOZHNIKOV AM. ET AL. 1999. Spontaneous apoptosis and expression of cell surface heat-shock protein in cultured EL-4 lymphoma cells. *Cell. Prolif.* 1999, 32, 363-378.
- PENNES, H.H. 1948. *Journal of Applied Physiology*, 1, 93-122, 1948.

KATCHALSKY A., CURRAN P. F. 1967. Nonequilibrium Thermodynamics in Biophysics. Harvard University Press Cambridge, Massachusetts 1967.

DEWEY WC. 1994. Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic. *Int Hyperthermia* 1994;10:457-83.

SEPARATO SA, DEWEY WC 1984. Thermal dose determination in cancer therapy. *Int J Oncol Biol Phys* 1984;10:787-800.

LEOPHOLD KA, DEWHIRST MW, SAMULSKY TV, DODGE RK, GEORG SL, BLIVIN JL, ET AL. 1993. Cumulative minutes with T90 greater than Tempindex is predictive of response of superficial malignancies to hyperthermia and radiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;25:841-7.

ADAIR RK. 2003. Biophysical limits on athermal effects of RF and microwave radiation. *Bioelectromagnetics* 24:39-48.

KAUNE W.T. 2002. Thermal Noises Limit on the Sensitivity of Cellular Membranes to Power Frequency Electric and Magnetic Fields. *Bioelectromagnetics* 23: 622-628.

WHITE D.C., WOODSON H.H. 1959. Electromechanical Energy Conversion. New-York: John Wiley and Sohn.

TWISS R. G. 1955. Niquist's and Thevenin's Theorem Generalised for Nonreciprocal Linear Networks. *J. Appl. Phys.* 26: 599-605.

VINCZE GY, SZÁSZ N, SZÁSZ A. 2005. On the thermal noise limit of cellular membranes. *Bioelectromagnetics* 26:28-35.

BLACKMAN, C. F., BLANCHARD, J. P., BENANE, S. G., HOUSE, D. E. 1994. Empirical tests of an ion parametric resonance model for magnetic field interaction with PC-12 cells. *Biomagnetics* 15: 239-260.

LIBOFF AR, ROZEK R J, SHERMAN LM, MCLEOD BR, SMITH SD 1987.  $Ca^{2+}$  – 45 cyclotron rezonance in human lymphocytes. *Journal of Bioelectricity* 6: 13-22.

LEDNEV, V. V. 1991. Possible mechanism for the influence of weak magnetic fields on biological systems. *Biomagnetics* 12:71-75.

DEL GIUDICE E. ET AL. 2002. On the „Unreasonable” Effects of ELF Magnetic Fields Upon a System of Ions. *Bioelectromagnetics* 23:522-530.

VINCZE GY., LIBOFF A. R., SZÁSZ A. 2005. New theoretical treatment of ion resonance phenomena. 27th annual meeting of the Bioelectromagnetics Society, Dublin June, 2005

VINCZE GY., LIBOFF A. R., SZÁSZ A. 2006. New theoretical treatment of ion resonance phenomena. *Bioelectromagnetics*. in print.

ADEY WR 1983. Nonlinear, nonequilibrium aspects of electromagnetic field interactions at cell membranes, In: *Nonlinear Electromagnetics in Biological Systems*, Adey WR, Lawrence AF, (Eds.), Plenum Press New York – London, 1983.

SZASZ A., VNCZE GY. 2006. Dose concept of oncological hyperthermia: Heat-equation considering the cell destruction. *Journal of Cancer Research and Therapeutics (J Can Res Ther)* 2006 October-December Volume 2 Issue 4 pg.171.